ELCIO RICARDO MIYASHITA

AVALIAÇÃO DAS TENSÕES ÓSSEAS GERADAS POR PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR CLASSE IV DE ARAMANY POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

São Paulo

2008

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

Elcio Ricardo Miyashita

Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany por meio da análise de elementos finitos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

São Paulo

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Miyashita ER. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany por meio da análise de elementos finitos. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, 17/12/2008

Banca Examinadora

1)Prof(a). Dr(a)._____

Titulação:_____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

2) Prof(a). Dr(a)._____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

3)Prof(a). Dr(a)._____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais **Osamu Miyashita** e **Tereza Tiko Watanabe Miyashita**, exemplos de determinação e força de vontade. Agradeço pelo apoio moral e espiritual que me concedeu, sendo um verdadeiro estimulo para uma árdua, porem compensadora, busca pelo conhecimento.

Ao Meu irmão **Alexandre Marcos Miyashita**, um grande companheiro e, sobretudo com um grande coração.

A minha querida **Gracielle Alves Barbosa**, com afeto, admiração e gratidão pelo seu apoio e compreensão, agradeço por tudo.

"Não existe verdadeira inteligência sem bondade."

Ludwig Van Beethoven

AGRADECIMENTO

À professora Livre docente Beatriz Silva Câmara Mattos, pela valiosa orientação que proporcionou a realização dessa dissertação, pelo voto de confiança por mim e principalmente por ser a pessoa que é, determinada, inteligente e eficaz. Só restando a mim minha dedicação na criação desse trabalho.

Aos Professores Titulares José Carlos Mesquita de Carvalho e Reinaldo Brito e Dias pela competente coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração - Prótese Buco Maxilo Facial, do qual participei com muito orgulho e dedicação.

Aos Professores Doutores Antonio Carlos Lorenz Sabóia, Márcia André, Maria Cecília Montagna e Dorival Pedroso da Silva, pelo convívio enriquecedor e amigo, proporcionando um ambiente estimulante e acolhedor nesse curso de pós-graduação.

Ao Doutor Jorge Vicente Lopes da Silva, Chefe da Divisão de Produtos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, meu agradecimento pela acolhida e empenho no desenvolvimento deste trabalho de pesquisa na área odontológica.

Ao Doutor Pedro Yoshito Noritomi, meu agradecimento especial pela disponibilidade, atenção e competência no desenvolvimento da metodologia experimental que permitiu a concretização deste projeto de pesquisa.

Aos profissionais, integrantes e amigos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Airton Moreira da Silva, Adriana de Oliveira Silva, Daniel Takanori Kemmoku, Cesar Augusto Rocha Laurete, Andre Yugou Uehara, Cinthia Iwanaga, Marcio Yamato Minami, pela total dedicação na condução deste trabalho.

Aos amigos desse curso de mestrado, Fabiano Geronasso Simões, Flavia Pécora Carneiro de Faria, Teresa Camargo de Castro, pela amizade e companheirismo cultivados neste mestrado.

À Secretária Belira de Carvalho e Silva, pela disponibilidade, apoio e dedicação demonstrados durante o curso de Pós-Graduação.

Aos Técnicos de Laboratório em Prótese Dentária, Paulo Sergio Andermarchi e Carlos de Falco Júnior, pela convivência amiga no decorrer dos Cursos de Graduação e Pós-Graduação.

Aos funcionários Ana Lúcia Figueira, Edna Moreira da Silva e Edson Henrique Vicente, pela atenção e amizade demonstradas.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela orientação e revisão das normas e referências dessa dissertação.

"Estou convencido das minhas próprias limitações –

e esta convicção é minha força."

Mahatma Gandhi

Miyashita ER. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany por meio da análise de elementos finitos. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O tratamento cirúrgico do câncer bucal pode resultar em graves seqüelas das estruturas anatômicas envolvidas na fisiologia da cavidade bucal. A extensão e a localização da ressecção cirúrgica, assim como a condição dental, são determinantes do planejamento da prótese obturadora. Este trabalho emprega a Análise de Elementos Finitos para o estudo do comportamento biomecânico de uma Prótese Obturadora Maxilar Classe IV de Aramany, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma TC de um indivíduo adulto. O modelo tridimensional desenvolvido no programa Rhinoceros® versão 3.0 foi utilizado para a geração da malha de elementos finitos no programa FEMAP/NASTRAN®. Uma força de 120 N foi aplicada nas plataformas oclusal e incisal, correspondentes aos dentes posteriores e anteriores da prótese obturadora, para observação das forças de tensão geradas no tecido ósseo maxilar. Os resultados são apresentados sob a forma de análise qualitativa, indicada pela escala de Tensão Máxima Principal, e análise quantitativa, representada por valores em Mega Pascal (MPa). Observou-se que o carregamento posterior provoca tensão de tração e tensão de compressão, independentemente da região óssea avaliada, induz a uma maior tensão de tração em todas as regiões ósseas observadas e a uma maior tensão de compressão na região anterior do palato. O carregamento anterior gera tensão de tração em todas

as regiões ósseas consideradas e acarreta maior tensão de tração do que tensão de compressão, independentemente da região óssea avaliada. Concluiu-se que ocorre uma tendência de rotação da prótese em direção à área de ressecção cirúrgica, tanto para o carregamento posterior como para o carregamento anterior. O nível das tensões de tração e de compressão observado neste estudo indica que o comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany encontra-se dentro dos limites fisiológicos do tecido ósseo maxilar.

Palavras-Chave: prótese obturadora. análise de elementos finitos. tensão de compressão. tensão de tração.

Miyashita ER. Evaluation of the bone tensions generated in maxillary obturator prosthesis class IV of aramany through the analysis of finite elements.. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The surgical treatment of oral cancer may result in severe sequel of the anatomical structures involved in oral physiology. The extension and location of surgical resection, as well as the dental condition, enjoin the prosthetic planning of the obturator prostheses. This study employs the finite elements analysis to evaluate the biomechanical behavior of Aramany Class IV obturator prostheses, in a digital model developed from a computerized tomography of an adult individual. A tridimensional model was constructed applying the software Rhinoceros® version 3.0 and then it was used to develop the finite element mesh in the software FEMAP/NASTRAN®. A 120 N load was applied to the occlusal and incisal surfaces correspondent to the prosthetic teeth. The qualitative analysis was based on Principal Maximum Tension Scale and the quantitative analysis was expressed in Mega Pascal values. Results demonstrated that the posterior load generates tensile and compression stress and a higher tension stress regardless of the osseous region, as well as a higher compression stress on the anterior area of residual palate. Anterior load provokes tensile stress in each of the osseous regions evaluated, in addition to a higher tensile then compression stresses, despite of the osseous region. Therefore, it was concluded that the prostheses tends to rotate towards surgical resection areas during

posterior and anterior loading. The amount of tensile and compression stresses observed herein indicates that the biomechanical behavior of Aramany Class IV obturator prostheses is within the physiological limits of the maxillary osseous tissue.

Key-words: obturator prostheses. finite elements analysis. tensile Stress. compression stress

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.2.1 -Seqüência da segmentação do modelo tridimensional - programa InVesalius® versão 1.0.....

Figura 4.2.2 -Seqüência da segmentação do modelo tridimensional - programa InVesalius® versão 1.0.....

Figura 4.2.3 -Separação das estruturas anatômicas em dados STL pelo programa Magics® versão X SP2.....

Figura 4.2.4 -Modelo CAD gerado pelo programa Rhinoceros® versão 3.0.....

Figura 4.2.5 -Modelo CAD maxilar segundo a Classe IV de Aramany – programa Rhinoceros® versão 3.0....

Figura 4.2.6 -Prototipagem do modelo STL da maxila.....

Figura 4.2.7 –Duplicação do protótipo.....

Figura 4.2.8 -Planejamento dos componentes protéticos da armação metálica da prótese obturadora maxilar.....

Figura 4.2.9 -Modelo tridimensional da armação metálica da prótese obturadora maxilar .....

Figura 4.2.10 -Modelo tridimensional representado o osso maxilar, os dentes, a mucosa e a prótese obturadora maxilar:.....

Figura 4.2.11-Modelo tridimensional de elementos finitos.....

Figura 4.2.12 -Módulo de Young e Coeficiente de Poisson.....

Figura 5.1.1 -Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista oclusal. Tensões de compressão (azul escuro) e tração (verde e vermelho).....

Figura 5.1.2 -Imagem da dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista ântero-posterior. Tensão de compressão (azul escuro) e tensão de tração (verde claro a vermelho).

Figura 5.1.3 –Dissipação de tensões no osso alveolar justaposto às raízes dos dentes. Tensão de compressão (azul escuro) e tensão de tração (verde claro a vermelho)

Figura 5.2.1 –Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar – vista oclusal.Tensão de tração (verde claro a vermelho)

Figura 5.2.2 –Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista ântero-posterior. Tensão de tração (verde claro a vermelho)

Figura 5.2.3 –Dissipação de tensões no osso alveolar justaposto às raízes dos dentes. Tensão de tração (verde claro a vermelho)

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	por cento
µm	micrometro
3D	tridimensional
AEF	análise de elementos finitos
CAD	computer – aided designing
CD-R	compact disc - rom
cm	centímetro
Corp.	corporação
CrCo	cromo-cobalto
DICOM	digital imaging and communication in medicine
EDTA	
g	gramas
GPa	giga pascal
Inc.	incorporation
Ltda.	limitada
MB	megabyte
min	minuto
mm	milímetros
MPa	mega pascal
N	newton

PPR	prótese parcial removível
STL	esteriolitografia
TC	tomografia computadorizada

LISTA DE SÍMBOLOS

°	graus
°C	graus Celsius
®	marca registrada
™	trade mark

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO.....

2 REVISÃO DA LITERATURA .....

2.1 Câncer Bucal .....

2.2 Maxilectomia e Prótese .....

2.3 Análise de Elementos Finitos .....

3 PROPOSIÇÃO.....

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.2 Métodos

5 RESULTADOS

5.1 Carregamento posterior

5.2 Carregamento anterior

6 DISCUSSÃO .....

7 CONCLUSÕES .....

REFERÊNCIAS .....

APÊNDICE.....

ANEXO .....

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O câncer bucal de maior prevalência e agressividade é o Carcinoma Epidermóide, que apresenta forte relação com o etilismo e o tabagismo. Considerando-se a região anatômica, sua prevalência ocorre em ordem decrescente na língua, soalho de boca, lábio inferior, palato, região retromolar, mucosa jugal, gengiva e lábio superior (OLIVEIRA; RIBEIRO SILVA; ZUCOLOTO, 2006).

A terapia mais indicada para o carcinoma epidermóide em palato é a oncocirurgia. O tratamento radioterápico exclusivo não é preconizado por apresentar maiores índices de recidiva e metástase tumoral, bem como maior morbidade quando se considera a irradiação da faringe (AMAR et al., 2004).

O tratamento cirúrgico do câncer bucal pode resultar em graves seqüelas nas estruturas anatômicas envolvidas na fisiologia da cavidade bucal, com conseqüentes distúrbios funcionais, estéticos, e psicológicos. As cirurgias reparadoras nem sempre são indicadas devido a fatores tais como extensão da lesão, risco de recidiva e radioterapia prévia. Desta forma, a Prótese Obturadora Maxilar representa o único recurso terapêutico no processo de reabilitação do paciente capaz de minimizar os possíveis distúrbios decorrentes da seqüela cirúrgica.

Condições anatômicas específicas presentes em cada caso de ressecção cirúrgica maxilar impõem planejamentos diferenciados, uma vez que a extensão e a localização da ressecção cirúrgica, assim como a condição dental, são aspectos determinantes do planejamento de uma Prótese Obturadora Maxilar. Acresce o fato de que o tratamento radioterápico pode acarretar alteração na resiliência da

fibromucosa, diminuição do fluxo salivar e maior propensão à cárie e às doenças periodontais.

Os atuais programas de computação e processamento de imagem levaram ao desenvolvimento da tecnologia de análise de elementos finitos, que vem sendo utilizada de forma aplicada nas áreas de saúde. A análise de elementos finitos apresenta como vantagens: não ser invasiva, proporcionar a visualização gráfica de estruturas anatômicas ocultas, permitir a definição das propriedades físicas das estruturas anatômicas craniofaciais, estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força a ser aplicada e possibilitar a localização e mensuração de pontos de tensão. Adicionalmente a reprodutibilidade não afeta as propriedades físicas das estruturas envolvidas, e o ensaio pode ser repetido quantas vezes o operador desejar.

A inexistência da aplicação desta tecnologia para estudo do comportamento biomecânico de próteses obturadoras para grandes perdas da maxila levou ao desenvolvimento desta pesquisa. Este estudo se propõe a utilizar o método de análise de elementos finitos, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto, para avaliar o comportamento biomecânico de uma Prótese Obturadora Maxilar confeccionada para uma perda maxilar simulada de acordo com a Classe IV de Aramany.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Câncer Bucal

Dedivitis et al. (2004) citaram que o câncer de boca está relacionado ao tabagismo e etilismo e acomete principalmente indivíduos do gênero masculino acima de 50 anos de idade. De acordo com os autores, mais de 90% dos casos de câncer bucal correspondem ao Carcinoma Epidermóide, de evolução bastante agressiva, apresentando metástase cervical precoce e, com freqüência, contra-lateral, uma vez que na orofaringe os vasos linfáticos cruzam a linha média. Neste estudo o uso de próteses dentárias não foi associado a um maior risco de câncer bucal. Entretanto, as úlceras decorrentes de trauma, devido à má adaptação de próteses bucais, e a higiene bucal deficiente foram consideradas fatores de risco.

Amar et al. (2004) avaliaram a efetividade do tratamento radioterápico em CE de palato mole, verificando que as neoplasias malígnas nesta região tem sido preferencialmente tratadas por radioterapia. Consideraram que esta escolha decorre da dificuldade na reconstrução e reabilitação funcional da estrutura muscular da região da orofaringe. Entretanto, a alta incidência de metástases linfonodais faz com que a radioterapia exclusiva seja insuficiente no controle da doença, impondo a ressecção cirúrgica do tumor.

Durazzo et al. (2005) realizaram um estudo epidemiológico do câncer bucal em um hospital-escola, onde foram identificados 374 pacientes, com idade variando entre 14 e 94 anos, apresentando idade média de 57,4 anos, que foram submetidos a 406 cirurgias. O gênero masculino correspondeu a 68,2% dos casos e 80,6% dos indivíduos eram caucasianos. Os tumores de língua e/ou do soalho da boca corresponderam a 55,6% e os de lábio a 20,3% das ocorrências. O Carcinoma Epidermóide foi diagnosticado em 90,3% dos casos e os carcinomas glandulares em 4%.

Oliveira, Ribeiro-Silva e Zucoloto (2006) avaliaram os fatores de risco para o Carcinoma Epidermóide bucal em 340 indivíduos tratados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sendo que 84,4% dos casos eram do gênero masculino e 15,6% do gênero feminino, com idade entre 27 e 90 anos e idade média de 60 anos. As principais localizações anatômicas de ocorrência foram em ordem decrescente de prevalência: língua, soalho de boca, lábio inferior, palato, região retromolar, mucosa jugal, gengiva e lábio inferior. Os autores observaram uma relação significante entre traumas provocados por próteses e a prevalência de carcinoma epidermóide no palato. O fumo e o consumo de bebidas alcoólicas apresentaram uma relação significante com a ocorrência deste câncer bucal, independente da região bucal considerada.

Dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA) em 2008 revelaram que no Brasil, as estimativas para 2009 apontam 14.160 novos casos de câncer bucal, sendo prevista uma ocorrência de 10.380 casos em indivíduos do gênero masculino e 3.780 do gênero feminino. De acordo com estas projeções, no Estado de São

Paulo teremos 3.490 novos casos no gênero masculino e 1.020 casos no gênero feminino, com um total de 4.510. Para a Cidade de São Paulo estima-se que ocorrerão 1.040 casos no gênero masculino e 290 casos no gênero feminino, totalizando a ocorrência de 1.330 novos casos de câncer bucal.

2.2 Maxilectomia e Prótese

Javid e Dadmanesh (1976) apresentaram um caso de reabilitação protética com o sistema *swing-lock* em paciente com ressecção hemi-maxilar. Segundo os autores, a redução do rebordo alveolar e o acometimento do palato mole são fatores que dificultam o planejamento de uma prótese obturadora maxilar. Nesses casos, dependendo da força mastigatória desenvolvida durante a mastigação, do tipo de alimento e do tamanho da mesa oclusal, os grampos de retenção podem sofrer deformação ou até mesmo fratura devido à perda da estabilidade e retenção da prótese. Os autores ressaltaram que a prótese deve apresentar um sistema de retenção e estabilidade, tanto na forma passiva como em função, e que o criterioso planejamento desse sistema evita a movimentação dentária indesejável.

Desjardins (1977) afirmou que existem diferenças na reabilitação protética de pacientes portadores de defeitos congênitos e pacientes que apresentam defeitos adquiridos, pois nessa última situação a alteração fisiológica da região ocorre de modo abrupto, necessitando de uma reabilitação imediata. Lembrou que a prótese obturadora imediata é executada em um momento prévio à cirurgia e constitui-se em

uma placa palatina em resina acrílica sem a mesa oclusal. A confecção de uma prótese obturadora temporária, a partir de 7 a 10 dias após a cirurgia, possibilita a obtenção de uma peça protética mais bem adaptada, e que permite ajustes durante a fase de cicatrização tecidual. Esta prótese evita grandes alterações da voz, elimina o uso de sonda nasogástrica, serve como modeladora da cicatrização, permite uma melhor higiene da área operada e contribui para a estética, sendo um apoio psicológico importante no pós-operatório.

Aramany (1978a) estabeleceu uma classificação para as grandes perdas da maxila, baseando-se na relação da ressecção maxilar com os dentes remanescentes. A Classe I é caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha média do palato, havendo presença de dentes no lado remanescente da maxila. A Classe II consiste em uma ressecção unilateral, com a presença dos dentes anteriores e contralaterais à perda. A Classe III é definida pela ressecção da porção central do palato, sem envolvimento dos dentes e do rebordo alveolar, resultando em uma reabilitação protética mais simples e bastante favorável. A Classe IV, caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha mediana do palato e engloba a região maxilar anterior, envolve os dentes posteriores de um dos lados da maxila e os dentes anteriores, permanecendo apenas os dentes posteriores do lado ósseo remanescente. A Classe V compreende uma ressecção bilateral posterior, com preservação apenas dos dentes localizados na região maxilar anterior. A Classe VI consiste na ressecção da região anterior da maxila, sendo uma situação mais comum em casos de trauma facial.

Aramany (1978b), fundamentado em sua classificação de grandes perdas maxilares, propôs o planejamento das estruturas metálicas para as próteses obturadoras maxilares, de acordo com o comportamento biomecânico previsto para cada classe. Considerou que o sistema de forças presente nessas próteses é determinado pela força de deslocamento vertical e força de rotação decorrentes do peso da prótese, força vertical de oclusão que ocorre durante a mastigação, forças laterais originadas por contatos prematuros e forças de deslocamento ântero-posterior. O autor sugeriu como planejamento para casos de: Classe I - apoios e retentores dispostos na arcada de forma linear ou tripoidal; Classe II - disposição sob a forma tripoidal; Classe III – disposição sob a forma de quadrilátero; Classe IV - disposição sob a forma linear; Classe V - disposição tripoidal; Classe VI - disposição sob a forma de quadrilátero. Acrescentou que a estabilidade e retenção de uma prótese obturadora maxilar são favorecidas pela preservação dos dentes posteriores contra-laterais à perda maxilar, da mucosa do palato, da porção posterior do palato duro e do osso alveolar correspondente aos dentes adjacentes à ressecção cirúrgica.

Desjardins (1978) ressaltou a importância da avaliação dos tecidos de suporte, do rebordo residual e do palato duro, bem como dos dentes remanescentes e de seu estado periodontal. Considerou que o suporte dental, representado pelos apoios oclusais, de cíngulo ou incisais, deve estar sempre posicionado nos dentes adjacentes à ressecção cirúrgica, assim como próximos às áreas desdentadas. O autor enfatizou o exame dos limites da ressecção cirúrgica, determinando se a prótese poderá se apoiar nas estruturas circunvizinhas à região da ressecção. Relatou que a oclusão deve ser distribuída no maior número possível de contatos

cêntricos e excêntricos para minimizar o movimento da prótese. Acrescentou que a extensão da prótese maxilar está relacionada às características e posição das estruturas remanescentes que possam ser usadas como suporte, retenção e estabilidade para a prótese obturadora maxilar.

Firtell e Grisius, em 1980, compararam os grampos de retenção com localização vestibular e palatina em próteses obturadoras de pacientes maxilectomizados. Observaram que a tensão gerada sobre as estruturas de suporte é aumentado, tanto pela função mastigatória como pelo peso intrínseco da prótese. Foram confeccionadas esferas em metal no intuito de simular as regiões expulsiva e retentiva dos dentes. Sobre estas esferas, foram planejadas armações metálicas fundidas com grampos de retenção localizados na face vestibular e na face lingual, submetendo-se os corpos de prova a um teste em máquina de tração universal. O grampo localizado na face palatina proporcionou uma maior retenção, sugerindo que essa localização favorece a retenção da prótese em relação à movimentação vertical decorrente de seu peso intrínseco.

Schwartzman, Caputo e Beumer (1985) simularam uma ressecção na linha média de um modelo fotoeslástico da maxila para avaliar o comportamento de diferentes tipos de retentores nos dentes de suporte frente a cargas oclusais padronizadas. As próteses confeccionadas neste estudo tiveram em comum: localização do apoio de cíngulo no incisivo central e no canino; localização dos apoios oclusais entre o primeiro e o segundo molar; localização do retentor vestibular e palatino; presença de retentores no incisivo central. Uma carga de 54 N foi aplicada na região anterior, entre os incisivos centrais e laterais, e na região

posterior, sobre o 1º pré-molar. Na presença de retentores circunferenciais com braços de retenção vestibular, e sem ajuste fisiológico, a tensão se concentrou na distal da raiz do 2º molar. Após o ajuste fisiológico, a concentração da tensão foi reduzida, tendo se localizado mais apicalmente na raiz do 2º molar, resultando em uma distribuição mais equilibrada das forças. Concluíram que os ajustes fisiológicos reduzem drasticamente a tensão gerada nos tecidos de suporte, a tensão se concentra na região dos pré-molares e que os retentores localizados na face palatina produzem mais tensão aos dentes do que aqueles localizados na face vestibular.

Segundo Birnbach e Herman (1987) a reabilitação protética das seqüelas resultantes das cirurgias para tratamento do câncer bucal tem por objetivo a reconstituição das funções de mastigação, deglutição, fonação e melhora na aparência facial. Os autores sugeriram que seja confeccionada uma prótese imediata a fim de possibilitar ao paciente se alimentar e falar no pós-operatório imediato, a qual deverá ser substituída por uma prótese temporária com reposição dos dentes ausentes, no período de 10 a 14 dias. Ressaltaram que em caso de perda extra-bucal associada, deve ser também confeccionada nesta fase uma prótese facial temporária conjugada à prótese intra-bucal.

Myers e Mitchell (1989) estudaram a dissipação das forças produzidas por diferentes tipos de planejamento protético em casos de hemimaxilectomia. Empregaram modelos fotoelásticos nos quais a espessura e a resiliência da fibromucosa do palato foi proporcionada por meio de um recobrimento de 1,5 mm de espessura em silicone. Após os ajustes fisiológicos foi aplicada uma força na região

anterior da prótese, estudando-se a sua dissipação sobre as raízes dentais e áreas de suporte. Na condição de retentores circunferenciais vestibulares e braço de oposição na face palatina a tensão se concentrou em ordem decrescente nas raízes dos dentes primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar, apresentando uma baixa dissipação de tensão nos incisivos. A dissipação da carga nas regiões de suporte se concentrou nas áreas do palato adjacentes ao defeito e na região mediana do palato. Concluíram que todas as armações metálicas fundidas transmitiram alguma tensão para o palato, os retentores circunferenciais distribuíram melhor a tensão para o palato residual e a condição de braço de oposição vestibular e retentores por ação de ponta em **I** na face palatina resultou em uma maior tensão.

Schwartzman Caputo e Beumer (1990) verificaram a influência da força de gravidade originada pelas próteses obturadoras maxilares sobre as raízes dos dentes remanescentes em uma pesquisa com modelos fotoelásticos. Após terem sido realizados os ajustes fisiológicos as armações metálicas foram submetidas a uma tração equivalente a 90 g na região do palato. Em todas as armações a tensão foi maior quando a retenção era localizada na face palatina, principalmente nos dentes molares e pré-molares. Ocorreu uma tensão menor e com uma distribuição mais uniforme na região vestibular. Os grampos por ação de ponta em **I** apresentaram menor concentração de tensão do que os grampos circunferenciais vestibulares. Os autores concluíram que os grampos por ação de ponta em **I** e circunferencialis vestibulares induzem uma menor tensão aos tecidos de suporte do que os grampos retentores localizados na face palatina.

Black (1992) confeccionou uma prótese maxilar imediata de acordo com o sistema de retenção *swing-lock,* empregando uma barra vestibular em resina acrílica articulada à prótese e travada com um elástico ortodôntico. Relatou que essa prótese possibilita um fácil e rápido ajuste no momento de sua instalação. Considerou que esse sistema de travamento funciona como rompe-forças, não transmite forças excessivas para os dentes e pode ser facilmente transferido da prótese imediata para a prótese temporária. Citou como desvantagem o fato da retenção empregar as faces vestibulares e palatinas dos dentes, a obrigatoriedade de um adequado espaço inter-dental e a necessidade de destreza manual por parte do paciente. Segundo os autores, essa prótese oferece um bom grau de estabilidade para uma prótese obturadora maxilar imediata.

Wedel, Yontchev e Carlsson (1994) avaliaram 66 pacientes portadores de ressecções tumorais, 25 com fissura labiopalatina e 7 com perdas maxilares decorrentes de outras etiologias submetidos à reabilitação protética. Com relação à mastigação, 64% dos pacientes relataram a capacidade de mastigar qualquer tipo de alimento e 30% apenas alimentos de consistência pastosa. Os pacientes do gênero feminino conseguiram maior número de ciclos mastigatórios em relação aos do gênero masculino. Nos casos de prótese total a média da máxima força oclusal foi 52 N, enquanto que em indivíduos parcialmente dentados este valor atingiu 120 N. Os autores observaram que 1/4 dos pacientes apresentou baixa força oclusal, a maioria deles atingiu valores acima de 100 N e embora tenham ocorrido variações na capacidade mastigatória, apenas 42 % dos pacientes manifestou uma menor capacidade mastigatória.

Clark, Chow e Tideman (1995) descreveram um método de reabilitação cirúrgico-protético em pacientes maxilectomizados, composto por abordagem cirúrgica da região com implantação de telas de titânio preenchidas por osso autógeno, retalho deslocado do músculo temporal e instalação de implantes dentais. Segundo os autores, esse tipo de reabilitação é superior à reabilitação protética convencional.

Parr e Gardner (1995) avaliaram o sistema de retenção *swing-lock* nas diferentes classes de ressecção da maxila de acordo com a Classificação de Aramany. Os autores observaram que a oclusão dental no lado do defeito apresentou contatos leves, reduzindo o torque sobre os dentes suporte. Consideraram como vantagens do sistema *swing-lock:* maior estabilidade; melhor distribuição das forças sobre os dentes; utilização de dentes mal posicionados sem a necessidade da realização de desgastes acentuados; alternativa de tratamento economicamente viável. Apontaram como desvantagens a impossibilidade do uso em pacientes com problemas motores e maior número de consultas para manutenção da prótese.

Okay et al. (2001) formularam uma classificação dos defeitos onco-cirúrgicos maxilares, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos: Classe Ia - envolvimento do palato, sem envolvimento dos dentes e rebordo, condição em que a reabilitação ocorre por meio de prótese, retalho local avançado, ou retalho livre fácio-cutâneo; Classe Ib - envolvimento do palato, dos dentes e de uma pequena porção do arco dental, podendo localizar-se na região anterior ou unilateralmente no quadrante posterior, sendo indicado o enxerto fácio-cutâneo; Classe II - defeito de

maior extensão, abrangendo a região da pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato, com a perda de até metade de sua superfície, estando indicada a reconstrução com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados para recompor a forma do arco e suportar a instalação de implantes osseintegráveis; Classe III - defeitos que envolvem o rebordo alveolar e os dois caninos, ressecções totais e defeitos localizados nas regiões anterior e transversal do palato, com perda de mais da metade de sua superfície, estando indicada a enxertia de retalhos fácio-cutâneos e ósseos vascularizados para a instalação de implantes ósseointegráveis. Os defeitos verticais foram classificados em: Subclasse F, com envolvimento da região orbital inferior; Subclasse Z com envolvimento do osso zigomático.

Putten (2002) aplicou os princípios ortodônticos empregados para a confecção de grampo de retenção e melhor distribuição de cargas aos dentes remanescentes em próteses obturadoras maxilares provisórias de Classe I e II de Aramany. Ressaltou a facilidade de manuseio e ajustes dos grampos confeccionados com fio ortodôntico, permitindo a manutenção da retenção e uma distribuição equilibrada das forças.

Rogers et al. (2003) avaliaram a qualidade de vida de pacientes portadores de maxilectomia, aplicando um questionário a 18 pacientes reabilitados por meio de prótese obturadora e 10 pacientes que haviam sido submetidos a enxerto livre. Neste estudo não foi verificada uma diferença estatística significante entre a qualidade de vida proporcionada pela reabilitação por meio de prótese obturadora ou enxerto livre.

Arigbede et al. (2006) avaliaram os distúrbios decorrentes de maxilectomia, verificando a inteligibilidade da fala de 12 pacientes portadores de diferentes perdas maxilares reabilitados por meio de próteses obturadoras. A aplicação da escala de inteligibilidade da fala apontou uma inteligibilidade de 59,8% na condição sem a prótese, tendo subido para 89,2% com a utilização de uma prótese obturadora provisória e posteriormente para 94,7% com o uso da prótese obturadora definitiva. Os autores consideraram que seus resultados reforçam a indicação do uso em casos de maxilectomia, quer seja sob a forma de prótese imediata, provisória ou definitiva.

Koyama et al. (2006) investigaram a correlação entre a função mastigatória e os dentes remanescentes em pacientes portadores de maxilectomia reabilitados por prótese obturadora maxilar. Os resultados sugeriram que a boa funcionalidade da prótese é dependente da quantidade de retentores diretos e indiretos nos dentes remanescentes, do tamanho do defeito e do correto desenvolvimento do controle muscular pelo paciente. Concluíram que a presença e posição dos dentes nas diversas configurações do defeito tem correlação significante com a função mastigatória.

Oki et al. (2006) verificaram os efeitos do peso e da forma das paredes lateral e mesial da porção obturadora sobre a Prótese Obturadora Maxilar, empregando uma análise de freqüência de vibração para simulação da função mastigatória. Segundo os autores, a parede mesial da porção obturadora pode apresentar uma altura menor em relação às demais paredes, diminuindo desta forma o peso da prótese sem interferir na retentividade da mesma.

Park e Kwon (2006) ressaltaram a importância da utilização de próteses obturadoras no pós-operatório imediato e tardio da ressecção maxilar. Observaram que apesar das dificuldades para a confecção destas próteses e da necessidade de ajustes após a cirurgia, os pacientes que as utilizam reiniciam a alimentação por via bucal precocemente, o que por si só justifica a importância do uso dessa prótese no pós-operatório imediato.

Matsuyama, Tsukiyama e Tomioka (2006) verificaram a capacidade mastigatória de pacientes que utilizavam prótese obturadora maxilar, assim como a máxima força oclusal desenvolvida por estes pacientes. Observaram que a capacidade mastigatória, ou seja, a capacidade de trituração dos alimentos, não difere significantemente entre os pacientes normais e os maxilectomizados. Entretanto, a máxima força oclusal apresentou-se menor em mais da metade dos pacientes usuários de prótese obturadora maxilar.

Miyashita et al. em 2006 avaliaram sistemas de retenção em próteses obturadoras provisórias. Corpos de prova de cada tipo de perda foram confeccionados em resina acrílica e receberam próteses provisórias com os seguintes sistemas de retenção: grupo 1 - grampos circunferênciais no primeiro e no segundo molar superior do lado oposto à ressecção e arco de Hawley; grupo 2 – grampos circunfereciais no primeiro e no segundo pré-molar e no primeiro e segundo molar. Esses corpos de prova foram submetidos à ciclagem mecânica com intervalos de 0, 28, 120, e 360 ciclos de inserção e remoção, para simulação de períodos de uso clínico, considerando-se 4 remoções diárias pelo período máximo

de 3 meses. Constataram que ambos os grupos de estudo apresentaram uma diminuição da retenção ao longo da ciclagem, tendo o grupo 2 se mantido superior em todos os momentos avaliados.

Ono et al. em 2007 avaliaram a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal em pacientes portadores de Prótese Obturadora Maxilar. Foi verificado, por meio de sensores de contato, que a máxima força oclusal variou entre 15 N e 375 N. Os autores relataram que uma perda maxilar de maior extensão, a ausência de dentes inferiores posteriores e uma reduzida máxima força oclusal são fatores que interferem negativamente na capacidade mastigatória de usuários de Prótese Obturadora Maxilar.

Eckardt et al. (2007) verificaram que a condição da fala é um fator de grande relevância na qualidade de vida de indivíduos maxilectomizados. Compararam a fala resultante do vedamento da comunicação buconasal obtida por meio de prótese obturadora e por cirurgia, verificando uma significante melhora na nasalidade da voz em ambos os grupos, chegando mesmo a índices muito próximos da normalidade. Entretanto, excetuaram-se os casos em que a perda atingia o palato mole, situações em que os resultados foram considerados menos satisfatórios.

2.3 Analise de Elementos Finitos

Morris (1963) comparou as propriedades mecânicas de diferentes tipos de ligas de CrCo, usualmente utilizadas em fundições para a confecção de armação metálica de PPR. Dentre as diferentes propriedades mecânicas testadas, os autores verificaram que o módulo de elasticidade apresentou um valor médio de 149 GPa, valor este considerado extremamente alto.

Peyton e Crang (1963) estudaram as propriedades mecânicas de resinas acrílicas normalmente utilizadas na confecção de coroas dentais. Os autores verificara que o módulo de elasticidade variou de 2,4 a 2,7 GPa para as resinas acrílicas empregadas em próteses odontológicas.

Rubin, Krishnamurthy e Capilouto (1982) consideraram que embora o ligamento periodontal sofra um impacto pequeno frente à distribuição das tensões e que esta estrutura anatômica possa ser desconsiderada permitindo a simplificação do modelo tridimensional em apenas um tipo de osso alveolar, a tecnologia futura deverá desenvolver modelos que incorporem a representação do ligamento periodontal e do cemento. Segundo os autores este detalhamento possibilitará a obtenção de resultados ainda mais precisos frente à metodologia de elementos finitos.

Ress, Huggett e Harrison, em 1990, utilizaram o método de análise de elementos finitos (AEF) em modelos bidimensionais de próteses totais, confeccionadas com e sem diastema dental mediano, para investigar a concentração de tensões na região do alívio do freio labial. Os autores empregaram um modelo no qual a mucosa bucal apresentava uma espessura de 2 mm de e

aplicaram uma força bilateral vertical de 70 N sobre a mesa oclusal dos dentes posteriores. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson para a fibromucosa palatina foram estabelecidos em 0,68 e 0,30 MPa, respectivamente. Observaram que um alívio muito amplo para o freio labial resultou em alto nível de tensão e que esta tensão era maior na presença de um diastema estreito do que frente a um diastema mais largo.

Moroi et al. (1993) utilizaram a metodologia de elementos finitos para avaliar a influência do material de implantes osseointegráveis revestidos de hidroxiapatita na distribuição da tensão. Foi criado um modelo de elementos finitos bidimensionalis, contendo 302 elementos e 993 nós, que apresentava propriedades isotrópicas e lineares. Os autores estabeleceram um módulo de elasticidade de 14,70 GPa e coeficiente de Poisson de 0,30 para o osso cortical e um módulo de elasticidade de 0,50 GPa e coeficiente de Poisson de 0,30 para o osso medular.

Sano et al. (1994) estudaram a influência da desmineralização da matriz dentinária na resistência da dentina, comparando as forças de tensão e o módulo de elasticidade com os valores apresentados por dentina mineralizada. Os módulos de elasticidade das dentinas mineralizadas variaram de 13 a 15 GPa e após a desmineralização realizada com EDTA, sua resistência foi reduzida em 30%.

Alvarenga (2001) empregou a AEF para comparar as tensões geradas em uma PPR superior de extremidade livre, utilizando grampos circunferenciais e o sistema *swing-lock*. O desenho de maxila, que continha o primeiro e o segundo pré-molar, bem como suas estruturas anatômicas, foi digitalizado, verificando-se as

tensões de tração e compressão sobre as estruturas de suporte pela aplicação simultânea de uma carga de 100 N em todos os dentes. O sistema *swing-lock* apresentou mais áreas de tensão de tração sobre o periodonto de sustentação do que a prótese com grampos circunferenciais duplos. Concluiu que a prótese confeccionada com o sistema *swing-lock* apresenta um comportamento biomecânico semelhante ao de uma prótese dento-mucoso-suportada enquanto que a prótese realizada com grampos circunferenciais convencionais apresenta um comportamento correspondente a uma prótese mucoso-dento-suportada.

Em 2002, Poppe, Bourauel e Jäger verificaram a precisão da AEF na verificação das propriedades biomecânicas do ligamento periodontal. Elaboraram um ensaio mecânico com corpos de prova compostos por dentes unirradiculares congelados a -20 °C e montados em blocos de resina. Três diodos a laser foram instalados ao redor das raízes no intuito de analisar as dissipações da carga aplicada. Posteriormente os corpos de prova foram cortados em fatias de 1,5 mm de espessura e cada segmento foi corado e capturado digitalmente para a elaboração da geometria do modelo. Neste estudo, considerou-se que pressão correspondente a 1 N de força causariam o início das deformações no ligamento periodontal e acima de 5 N causariam deformações no ligamento periodontal com inicio do processo de absorção óssea. A reconstrução tridimensional foi feita no programa FEM Software COSMO/ M 2.1™. O resultados do ensaio mecânico e do método digital foram considerados compatíveis, validando a utilização da metodologia de AEF para este tipo de pesquisa.

Hung et al (2004) estudaram a fadiga em próteses de articulação femural por meio de uma análise com algoritmo computadorizado baseado em elementos finitos. O estudo analisou a taxa de fadiga do cemento do fêmur em condições fisiológicas, sendo as forças calibradas com o aumento de ciclos de carga. Os sítios de fratura se localizaram nas regiões proximais ântero-mediais e na distal da prótese femural, localizações estas semelhantes àquelas apresentadas em situações clínicas. Segundo os autores, essa metodologia pode servir como uma validação pré-clínica para as próteses femurais.

Koca, Eskitascioglu e Usumez (2005) verificaram o comportamento de implantes osteointegráveis de 4, 5, 7, 10, e 13 mm, localizados na região posterior da maxila e próximos ao assoalho do seio maxilar, empregando a AEF. Os autores estabeleceram que a cortical interna e a cortical externa apresentassem espessuras de 0,35 mm e 0,7 mm, respectivamente. Uma força de 300 N foi aplicada às cúspides palatinas e fossa mesial dos dentes. Os modelos digitais dos implantes e da estrutura óssea foram criados no programa de elementos finitos Pro/Engineer 2000i®, sendo considerado um contato máximo do implante sobre o osso. O módulo de elasticidade do osso cortical foi 13,4 GPa e o coeficiente de Poisson de 0,3. De acordo com a escala de Von Misses, as tensões variaram segundo o comprimento dos implantes osseointegráveis e a face da cortical óssea considera. Observaram que o implante de 13 mm gerou menos tensão nas corticais ósseas.

Ramos e Simões (2006) desenvolveram um modelo CAD 3D a partir de imagens extraídas de uma tomografia computadorizada (TC) para comparação do comportamento de malhas tetraédricas e hexaédricas na AEF. A simulação foi

realizada no programa Hyperworks®, os testes de convergência com elementos tetraédricos (4 e 10 nós por elemento) e hexaédricos (8 e 20 nós por elemento), foram comparados frente à força aplicada em ponto um selecionado no fêmur e os resultados da tensão foram lidos na escala de Von Misses. Os autores concluíram que os elementos tetraédricos lineares permitiram resultados mais aprofundados, mas que os elementos hexaédricos são provavelmente mais estáveis e menos influenciados pelo grau de refinamento da malha de elementos finitos.

Gao et al. (2006) desenvolveram uma malha tridimensional em elementos finitos a partir de imagens de TC, recriando as estruturas dente e mandíbula e as suas interações. Os autores estabeleceram o elemento tetraedro para a formação desta malha devido à sua melhor adaptação na conformação de estruturas complexas. A malha foi criada fixando-se como parâmetro quadrados adjacentes das diversas fatias, formando-se um conjunto de tetraedros com a união dos vértices desses quadrados. A verificação de todas as divisões possíveis para a formação dos diferentes tetraedros foi realizada por um algoritmo que, ao interagir com a malha criada, resultou em uma série de tetraedros consistentes com todos os encobrimentos e espaços preenchidos. Esse modelo apresentou 18.534 elementos e 4.762 nós e foi usado com sucesso na avaliação de restaurações dentais, provando a viabilidade e a eficácia do método proposto.

Os autores Kojima e Fukui (2006) aplicaram a AEF para avaliar a movimentação ortodôntica dos dentes 1º molar e canino. O ligamento periodontal foi considerado como uma membrana homogênea com 0,2 mm de espessura, estando uma face da superfície da membrana periodontal em contato com o cemento e a

outra com o osso alveolar. Segundo os autores, forças menores que 1 ou 2 N não causam deformação óssea, ocorrendo apenas deformação do ligamento periodontal. Essa análise seguiu as variáveis de translação e rotação estabelecidas pela posição do *bracket* e deformação do ligamento periodontal. A AEF demonstrou resultados coerentes aos princípios ortodônticos conhecidos, o que comprova viabilidade deste método de análise.

Li et al. (2006) propuseram um modelo matemático para simular a remodelação óssea frente a diferentes cargas. Relataram que o comportamento da remodelação óssea está associado principalmente com a densidade interna e/ou alterações do contorno externo do osso. Reafirmaram que forças mecânicas influenciam as atividades osteoblásticas e osteoclásticas, promovendo, na dependência de sua intensidade, aposição ou reabsorção óssea. Aplicaram uma carga constante uni-axial sobre o osso e, estipulando constantes matemáticas, obtiveram um relatório do comportamento ósseo. Forças de 0 a 2 MPa foram consideradas como infra-carga, promovendo a reabsorção óssea, forças de 4 a 8 MPa geraram neoformação óssea, e forças acima de 9 MPa causaram uma drástica reabsorção óssea. Com esse novo modelo matemático, as análises tornaram-se mais próximas da realidade clínica.

Lotti et al. (2006) descreveram a AEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado em elementos que mantém as suas propriedades. Com isso, torna-se possível aplicar um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, fornecendo informações sobre o deslocamento e a tensão provocados por essas cargas. Segundo os autores determinados fatores podem conduzir à

imprecisão dos resultados: 1) variabilidade inerente aos processos biomecânicos - variações de tamanho, forma ou das características mecânicas dos materiais; 2) simplificações para a adoção de um determinado modelo matemático; 3) divisão de estruturas complexas em várias formas geométricas, com perda de detalhes.

Nomoto et al. (2006) empregaram a AEF para avaliar a dissipação de forças oclusais aplicadas em molares no osso trabecular da maxila. Empregaram fatias de 80 µm, obtidas na região do 1º molar de maxilas dentada e edêntula. Foram removidos dois cubos com arestas de 2,5 mm destas regiões, um contendo o 1º molar e o tecido ósseo e o outro apenas o tecido ósseo da maxila edêntula. As imagens foram captadas através de uma micro TC e a imagem tridimensional foi reconstruída no programa VGStudio - Nihon Visual Science® definindo-se as estruturas trabeculares internas no programa TRI 3D BOM - Ratoc®. Os autores consideraram que este método de estudo proporciona uma maior fidelidade dos resultados relativos à dissipação das cargas, desde que é baseado em peças anatômicas, e permite uma melhor observação do tecido ósseo trabecular.

Yang e Xiang (2007) estudaram o comportamento dos tecidos adjacentes a um implante dental, em condições estáticas e de oclusão, por meio da AEF. Três condições de contato implante-osso foram consideradas, representando diferentes estágios da osseointegração. O modelo CAD foi desenvolvido no programa Solidworks®, a partir de imagens de uma TC. A geometria do modelo digital apresentou 50.708 nós e 66.062 elementos, com 41.557 elementos declarados de contato. As superfícies foram delineadas como superfícies unidas, separadas e deslizantes, para a simulação do contato do osso com as roscas do implante,

empregando-se o programa ANSYS®. O módulo de elasticidade do osso cortical foi estabelecido em 14,0 GPa e coeficiente de Poisson em 0,30. Os autores demonstraram com esta metodologia que a maior tensão encontra-se localizada próxima ao contato implante-osso cortical.

Reina et al. (2007) avaliaram as regiões que apresentam maior tensão durante a mastigação, empregando um modelo de elementos finitos de uma mandíbula. O modelo, que apresentava elementos hexaédricos, foi desenvolvido no programa ABAQUS® - type C3D8. Foram definidas as regiões de inserção dos músculos mastigatórios para um melhor direcionamento das forças durante o ato mastigatório simulado. O comportamento de remodelação óssea fundamentou-se na teoria de que o tecido ósseo permanece estável dentro de um patamar de forças, ocorrendo reabsorção óssea frente a forças maiores e neoformação óssea frente a forças menores. Segundo os autores as forças mastigatórias são suportadas pelas estruturas mandibulares devido principalmente à capacidade elástica do tecido ósseo.

Daas et al. (2007) verificaram o comportamento dos mecanismos de retenção de *overdentures* implanto-retidas por meio de um modelo mandibular em elementos finitos. Dois implantes MKIII® - Nobel Biocare, com mecanismo de retenção de encaixes em bola Dalbo Plus® - Cendres et Métaux foram instalados na região dos dentes caninos. O bolo alimentar foi posicionado em 3 localizações distintas, sendo submetido aos sistemas de retenção resiliente e rígido. Os modelos da mandíbula desdentada e da *overdenture* foram gerados a partir de imagens de TC de um paciente, para o qual foi confeccionada uma duplicata, em material radiopaco, de

uma *overdenture*. As imagens da TC foram exportadas para os programas Mimics 7.3 - Materialise® e 3Matic 2 - Materialise®, de modo a possibilitar sua manipulação nos sistemas CAD convencionais. A malha dos elementos foi gerada pelo programa HyperMesh 7 – Altair-Troy®. Os implantes e o sistema de retenção foram modelados usando-se o programa SolidWorks 2003®. Os módulos de elasticidade do osso cortical e da *overdenture* foram estabelecidos em 13,7 GPa e 4,5 GPa e os coeficientes de Poisson em 0,3 e 0,35, respectivamente. A região da cortical óssea entre os forames apresentava uma espessura uniforme de 2 mm, sendo aplicado de 1/3 a 2/3 da força de mastigação desenvolvida pelo músculo masseter nos lados de trabalho e balanceio. A configuração dos componentes resilientes proporcionou uma ampla área de contato entre a mucosa e a base da prótese e uma menor transmissão das forças para a região ao redor dos implantes.

Provatidis et al. (2007) discutiram a confiabilidade do modelo de elemento finito desenvolvido a partir TC, para a simulação de mudanças craniofaciais durante o tratamento de expansão rápida maxilar. Os autores citaram que uma análise sensível em um modelo de elementos finitos pode proporcionar melhores resultados do que estudos em modelos mecânicos. Enfatizaram que a AEF possibilita a realização de estudos sobre a expansão maxilar considerando a influência do grau da ossificação da sutura. Adicionalmente esta análise permite estipular diferentes propriedades mecânicas para essas suturas e avaliar a influência da maleabilidade óssea nos efeitos da ortopedia dentofacial.

Saab et al. (2007), utilizaram AEF para verificar os efeitos da dissipação das cargas na angulação de 2 *abutments* de implantes maxilares anteriores. Para a

elaboração do modelo de elementos finitos, foi feita uma imagem digital de secção transversal de um crânio seco. A imagem foi introduzida no programa Image Tool 1.21 - UTHSC®, sendo posteriormente plotada manualmente em cada ponto. Suas coordenadas foram transferidas para o programa de AEF ANSYS 7.0 - DRD Technology Corp®. Os modelos continham 46.832 elementos e 94.133 nós. Segundo os autores a geometria do modelo, as propriedades mecânicas dos materiais e a aplicação da carga, são determinantes da precisão apresentada por uma AEF.

Sandu, Faur e Bortun (2007) estudaram a distribuição da tensão gerada em grampo circunferencial de uma PPR durante a mastigação, analisando seu deslocamento e deformação e considerando o local e a intensidade da carga incidida na armação metálica de CrCo. Os autores obtiveram um modelo de elementos finitos, contendo 1017 elementos finitos, onde foram declarados 607 nós de conectividade entre as superfícies. Foram aplicadas forças verticais entre 20 N e 35 N aos componentes dos grampos e verificada a distribuição da tensão estática durante a translação e rotação da prótese. A fadiga do grampo foi avaliada empregando-se uma simulação de ciclos mastigatórios. Este estudo apontou a localização mais provável da concentração da tensão no grampo, assim a intensidade desta tensão, sugerindo uma durabilidade de aproximadamente cinco anos e meio antes da fratura do grampo.

Ujigawa et al. (2007) analisaram a distribuição das tensões geradas nas estruturas craniofaciais ao redor de implantes zigomáticos osseointegráveis. Foram utilizados arquivos de TC e a reconstituição tridimensional foi feita no programa

Rapid Form - INUS Technology Inc®. A imagem foi editada com superfícies poligonais para a elaboração de um modelo tridimensional, sendo desenvolvido um modelo virtual da prótese e do implante zigomático no progama Solidworks®. Esse modelo foi transformado em um modelo de elementos finitos no programa COSMOS/Works - Structural Research & Analysis Corp®. Segundo os autores, a AEF apresenta como vantagens não ser invasiva, possibilitar a localização e mensuração dos pontos de tensão e permitir a definição das propriedades das estruturas craniofaciais, tornando assim o estudo *in vitro* mais real. Acrescenta que a visualização gráfica de estruturas não visíveis, o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força aplicada, bem como a reprodução do teste, não afetam as propriedades físicas das estruturas envolvidas, permitindo que o ensaio possa ser repetido quantas vezes o operador desejar.

Laz et al (2007) avaliaram a tensão, a força de transferência, a fixação de implantes e o potencial de fratura da cabeça do osso femural em modelos de elementos finitos gerados a partir de dados de TC. O estudo desenvolveu uma plataforma computadorizada de elementos finitos capaz de incorporar propriedades ao osso e aplicar sobre os modelos digitais variáveis de tensão e riscos de fratura, predizendo assim esses riscos em cinco fêmures. Consideraram que essa plataforma possui larga aplicabilidade em estudos de estruturas ósseas, podendo ser aplicada para investigações em outras estruturas e condições de cargas.

Najafi (2007) analisou o comportamento de microfraturas ósseas, considerando a matriz óssea, o osteona e a linha de cimento presente na interface dos tecidos. Para essa análise, foi criado um modelo bidimensional em elementos

finitos representando um corte transverso ao longo eixo de um osso longo apresentando um osteona contendo um canal Haversiano, tecido intersticial e uma linha cimentante. Os modelos foram gerados e analisados pelo programa Casca Versão 1.4. O autor constatou que as microfaturas se iniciam na região intersticial, região em que o osteona serve de barreira para a dissipação da microfatura.

Taddei et al (2007) verificaram a precisão da avaliação do comportamento ósseo por meio da determinação do módulo de Young. Segundo os autores, a maior parte dos estudos de estruturas biológicas, em que se emprega a AEF, considera as estruturas como elementos de comportamento isotrópico. Os autores criaram modelos de elementos finitos, gerando uma malha a partir de TC da cabeça de um fêmur. O osso foi submetido fisicamente a uma força de 800 N, sendo a intensidade e a direção da força dissipada detectada por sensores localizados em determinados pontos. O módulo de Young e o Coeficiente de Poisson foram tomados como parâmetro na avaliação da estrutura óssea. Verificou-se que o emprego da média do módulo de Young permitiu uma boa precisão no estudo da dissipação de forças superficiais, podendo ser utilizada para localização da concentração de cargas superficiais no osso.

Viceconti et al. (2007) descreveram um novo programa computadorizado de aplicação multimodal na área médica. Esse programa promove a interação entre alguns tipos de dados biomédicos, incluindo o formato DICOM, e programas de captura de imagens para simulações por computador, como a geração de modelos em elemento finito. A visão interativa ajuda a interpretar a base de dados complexos provinda de múltiplas representações de uma mesma informação, além de permitir

interações multimodais para suportar entrada e saída de programas como visualizadores 3D, programas de reconhecimento e síntese em sistemas de linguagem.

Zhao, Herman e Patel (2008) estudaram a implicação da assimetria na dissipação de cargas para o corpo da maxila em paciente portador de fenda labiopalatina unilateral empregando a AEF. Os dados de uma imagem de TC foram transferidos para o programa ANALYZE AVW 4.0 - Biomedical Imaging Resource®, onde a imagem tridimensional foi segmentada para a delimitação apenas dos tecidos duros da região maxilar. A malha de volume apresentava um modelo contendo 33.902 nós e 143.083 elementos tetraédricos. No estudo das tensões foi utilizada a escala de Von Mises, que indica a energia acumulada resultante de uma deformação. Definiu-se que o tecido ósseo apresentaria um comportamento linear e estático, diferentemente do comportamento ósseo real que é não linear e dinâmico. A estrutura possuía um comportamento isotrópico, sendo desconsiderados o tecido mole e o ligamento periodontal, uma vez que o objetivo deste trabalho foi à verificação da dissipação das cargas para o corpo da maxila.

Barbosa e Soares em 2008 estudaram as tensões geradas em parafusos de ouro para a fixação de munhões protéticos em implantes osteointegráveis calcináveis por meio da AEF. Foi estabelecido que a força mastigatória desenvolvesse uma pressão equivalente a 461,5 N e a AEF foi conduzida no programa Pro/Engineer® empregando um modelo contendo 11.786 elementos. Ocorreu uma concentração de tensão na haste sob a cabeça do parafuso, tendo

sido observado que a utilização de implantes calcináveis não aumentou a magnitude das tensões desenvolvidas.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe a avaliar o comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany, observando as tensões geradas no tecido ósseo maxilar sob as condições de:

- carregamento posterior
- carregamento anterior.

A avaliação, realizada por meio da análise de elementos finitos, é considerada sob as formas:

- qualitativa
- quantitativa.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Tomografia computadorizada

- Indivíduo voluntário, adulto, maior de 25 anos de idade
- Aparelho de Tomografia Computadorizada Helicoidal - GE modelo Light-Speed 16 Pró – gravação em formato DICOM
- Compact Disc - CD-R - Maxell, 80 min, 700 MB

4.1.2 Modelo tridimensional da maxila

- Computador - Sun Systems®
- Programa InVesalius® versão 1.0
- Programa Magics® versão X SP2
- Programa Rhinoceros® versão 3.0

4.1.3 Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar

- Máquina para Prototipagem Rápida - Z printer 310 – Z corporation
- Protótipo em gesso especial para prototipagem – zp 130
- Silicone de duplicação de modelos - Silibor – Artigos Odontológicos Clássico Ltda
- Gesso especial tipo IV - Durone C – Dentsply®
- Paralemômetro - B 2 – Bioart®
- Cera para escultura - Kota ®
- *Scanner* de superfície - Modela 3d Plotter MDX-20 - Roland®

4.1.4 Modelo tridimensional do conjunto maxila e prótese obturadora maxilar

- Computador – Sun Systems®
- Programa Rhinoceros® versão 3.0

4.1.5 Análise de elementos finitos

- Computador – Sun Systems®
- Programa FEMAP/NASTRAN® - Noran Enginnering Inc.

4.2. Métodos

4.2.1. Tomografia computadorizada

Foi realizada uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto, maior de 25 anos de idade, não portador de lesão congênita ou adquirida da região crânio-facial, do gênero masculino e residente na cidade de Campinas – São Paulo. Foi fornecido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para a adesão voluntária a este estudo, após a aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de São Paulo – USP, sob o número 183/2007 (Anexo 1).

O indivíduo voluntário realizou a TC no DIAGMED – Centro Integrado de Diagnose, na Avenida Brasil, 844, Guanabara, em Campinas – São Paulo. O protocolo empregado para a obtenção da tomografia computadorizada consistiu de:

- FOV – 20,4mm
- Gantry Tilt - 0°
- Espaçamento - 0,3mm
- Espessura das fatias - 0,625mm
- Algoritmo - tecido não ósseo
- MA/KVP - MA/KVP 320/120
- Pitch - 0,988/1

O campo de interesse incluiu uma área com margem de 1 cm acima e 1 cm abaixo do terço médio da face e o indivíduo permaneceu em repouso muscular e fora de oclusão dentária durante a tomada da tomografia computadorizada.

As imagens da TC foram gravadas em CD-R no formato DICOM, sob a forma de imagens não compactadas, e encaminhadas ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia, situado à Rodovia Dom Pedro I, km 143,6, na cidade de Campinas, SP, para serem digitalmente trabalhadas.

4.2.2. Modelo tridimensional da maxila

Os dados obtidos pela TC, gravada em formato DICOM, foram exportados para o programa InVesalius® versão 1.0, onde executou-se o processo de segmentação da imagem, obtendo-se a diferenciação dos modelos tridimensionais dos tecidos moles, osso maxilar e a arcada dentária (Figura 4.2.1 e Figura 4.2.2).

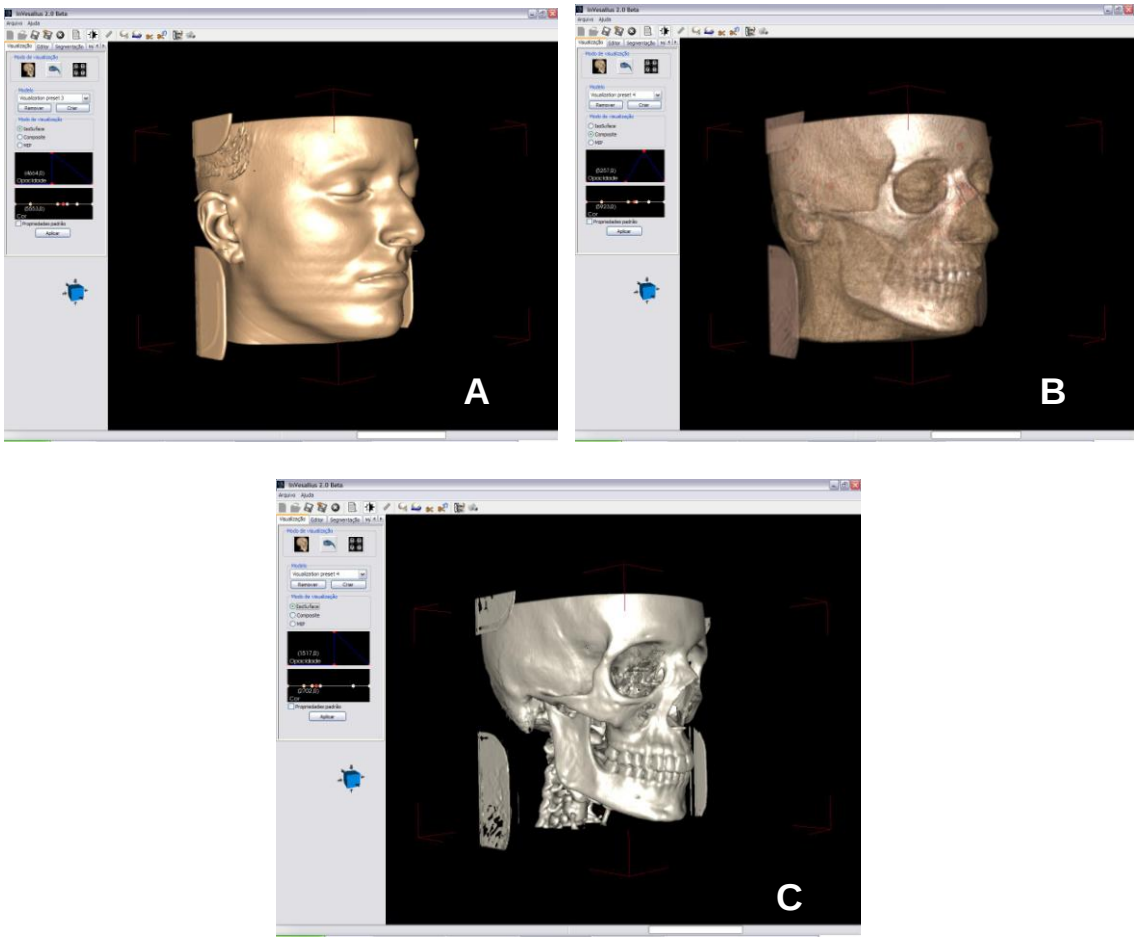

Figura 4.2.1 – Seqüência da segmentação do modelo tridimensional - programa InVesalius® versão 1.0: A – tecidos moles; B – transição dos tecidos moles para os tecidos duros; C – tecidos duros

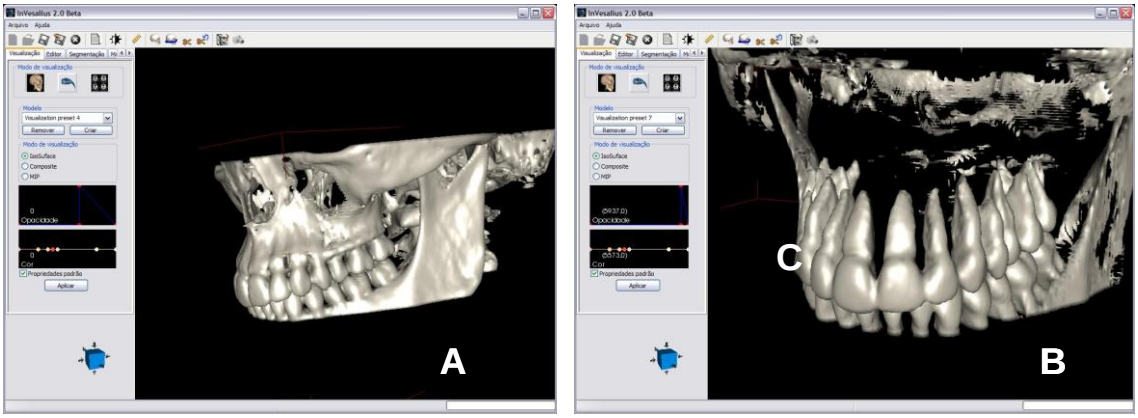

Figura 4.2.2 - Seqüência da segmentação do modelo tridimensional - programa InVesalius® versão 1.0: A – tecidos duros; B – tecidos dentais

Após o processo de segmentação, esse programa converteu os dados no formato DICOM para o formato STL. Os dados no formato STL foram transferidos

para o programa Magics® versão X SP2, no qual foi realizada a verificação prévia de inconsistências (distorções da imagem) presentes no arquivo STL. Posteriormente procedeu-se à separação dos dentes e da maxila (Figura 4.2.3).

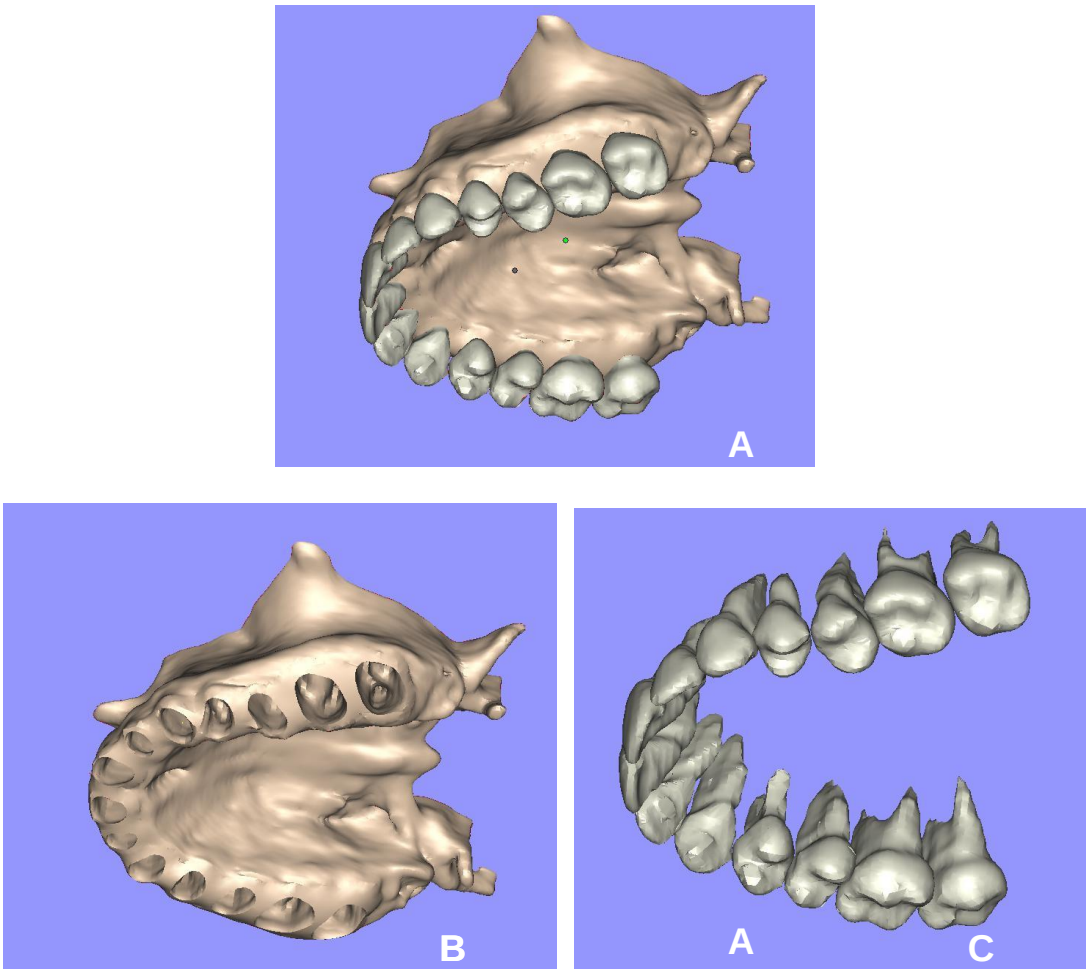

Figura 4.2.3 - Separação das estruturas anatômicas em dados STL - programa Magics® versão X SP2: A - maxila e dentes; B – maxila; C – dentes

Os dados do arquivo STL foram importados para o Programa Rhinoceros® versão 3.0, onde foram utilizados como referência para a geração do modelo CAD 3D contendo a maxila e os dentes (Figura 4.2.4). Esse programa também possibilitou a manipulação e edição das estruturas de interesse no modelo CAD, permitindo a simulação da ressecção maxilar. A simulação da ressecção maxilar

ocorreu de acordo com a Classe IV de Aramany, caracterizada por uma ressecção que cruza a linha média do palato, envolvendo os dentes anteriores e posteriores de um dos lados da maxila, permanecendo apenas os dentes posteriores e suas respectivas estruturas anatômicas de suporte do lado oposto à ressecção. A mucosa de revestimento foi editada manualmente, com espessuras de 1,0 mm sobre o palato e nas bordas da ressecção, 1,5 mm sobre a cortical óssea vestibular e 1,0 mm sobre a cortical óssea alveolar (Figura 4.2.5).

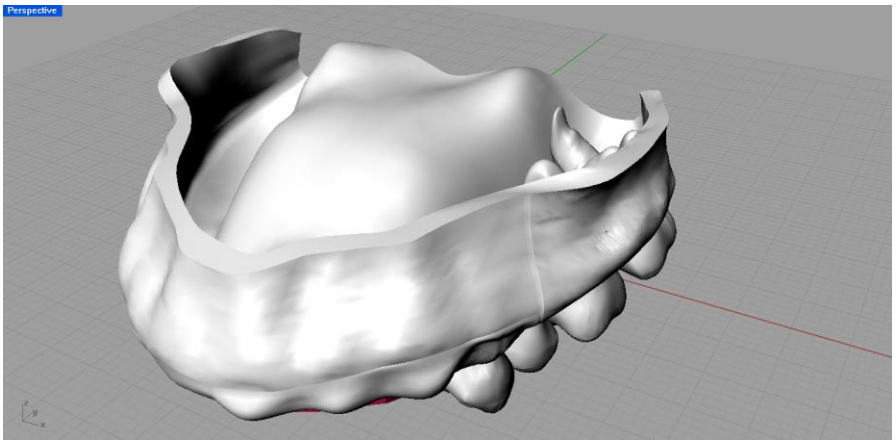

Figura 4.2.4 - Modelo CAD 3D gerado pelo programa Rhinoceros® versão 3.0

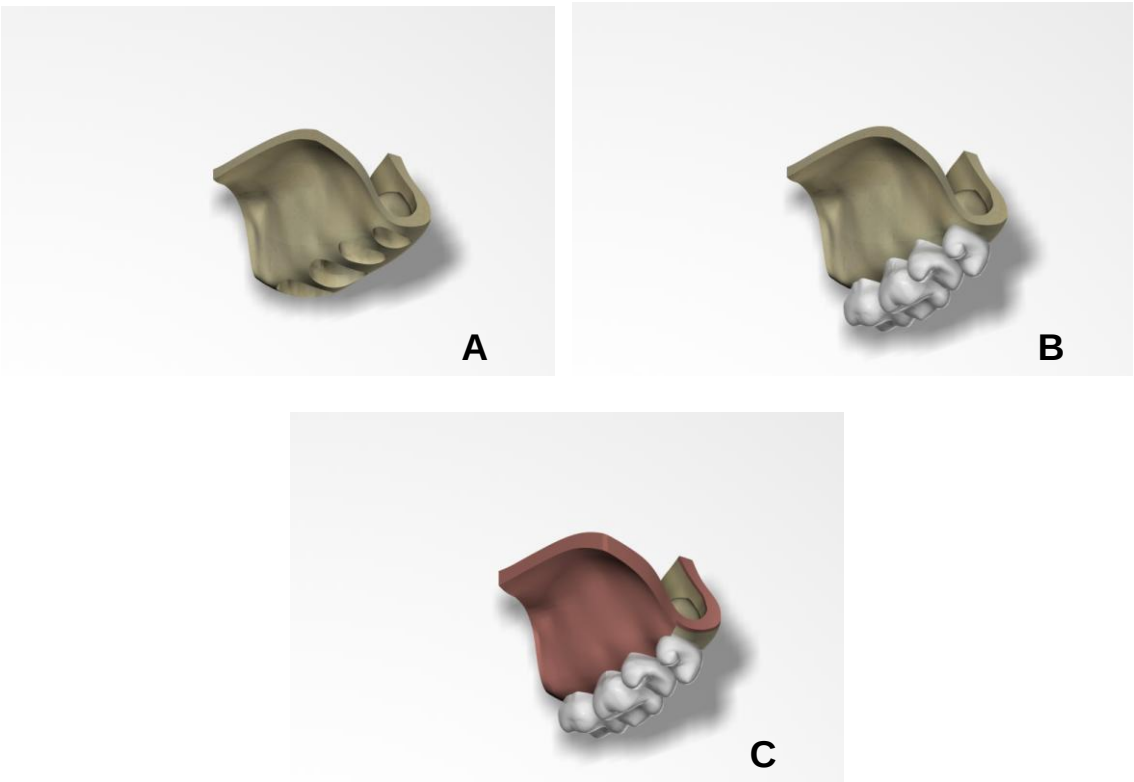

Figura 4.2.5 – Modelo CAD maxilar segundo a Classe IV de Aramany – programa Rhinoceros® versão 3.0: A – cortical óssea maxilar; B – cortical óssea maxilar e dentes; C – cortical óssea maxilar, dentes e mucosa

4.2.3. Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar

Para a elaboração de um modelo 3D dos componentes protéticos da PPR executou-se uma prototipagem do modelo tridimensional STL, empregando a máquina Prototipagem Rápida (Z printer 310 – Z corporation) (Fig. 4.2.6). O protótipo do modelo maxilar foi duplicado em laboratório de prótese dental com o silicone de duplicação Silibor®, obtendo-se um modelo em gesso especial tipo IV (Figura 4.2.7).

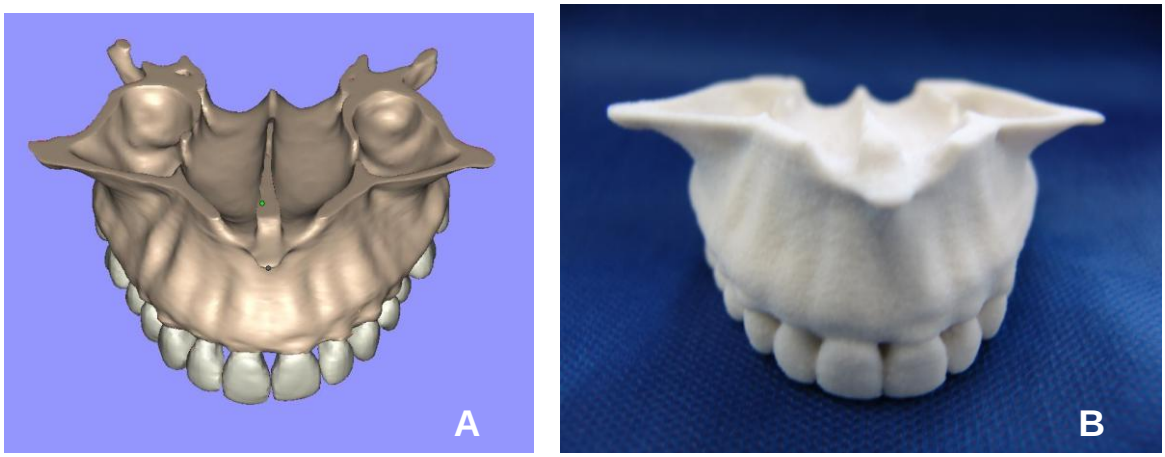

Figura 4.2.6 – Prototipagem do modelo STL da maxila: A – modelo em arquivo STL; B – Protótipo

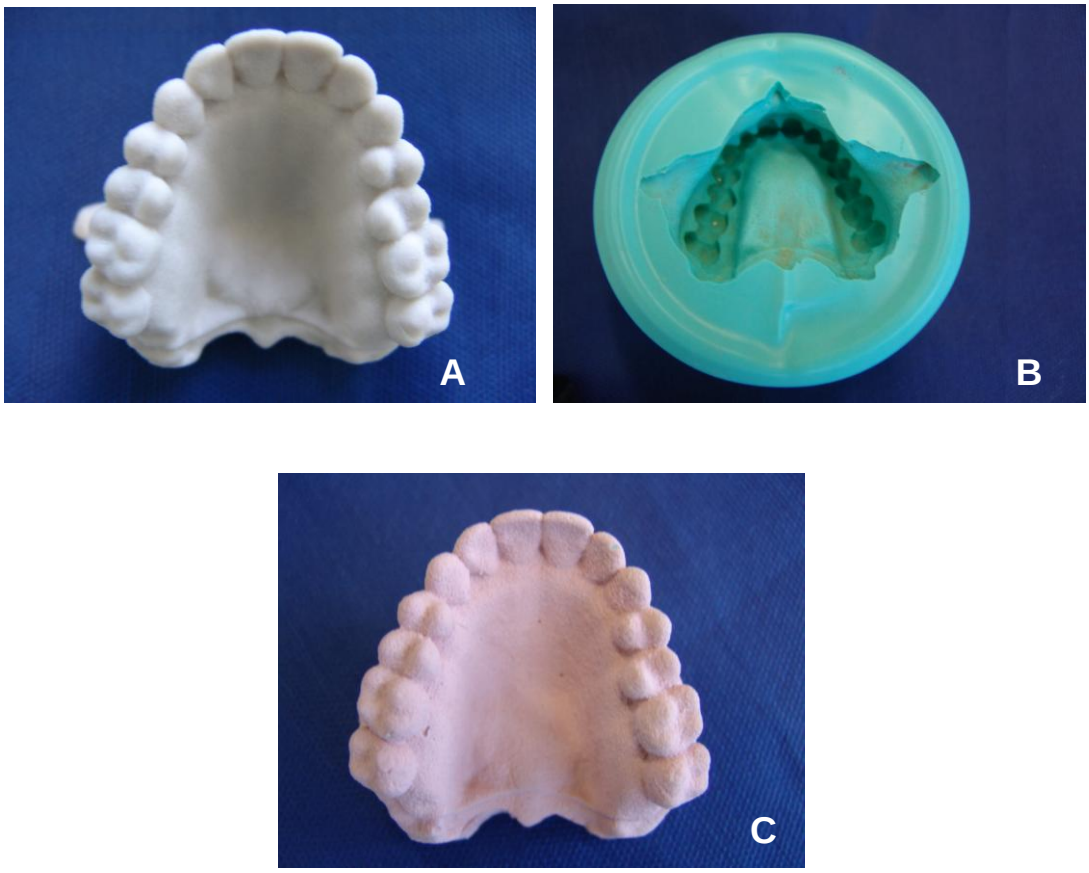

Figura 4.2.7 – Duplicação do protótipo: A – protótipo da maxila; B – molde em Silibor® do protótipo maxilar; C – modelo em gesso especial tipo IV

Nesse modelo foi feito uma ressecção simulando a perda maxilar classe IV de Aramany idêntica àquela editada no modelo CAD maxilar. Posteriormente foi realizado o planejamento protético dos componentes de retenção e estabilidade da

prótese, empregando-se para tanto o paralemômetro B 2 – Bioart®. Sobre esse planejamento, foi confeccionada a ceroplastia convencional em PPR, representando assim a armação metálica da prótese (Figura 4.2.8).

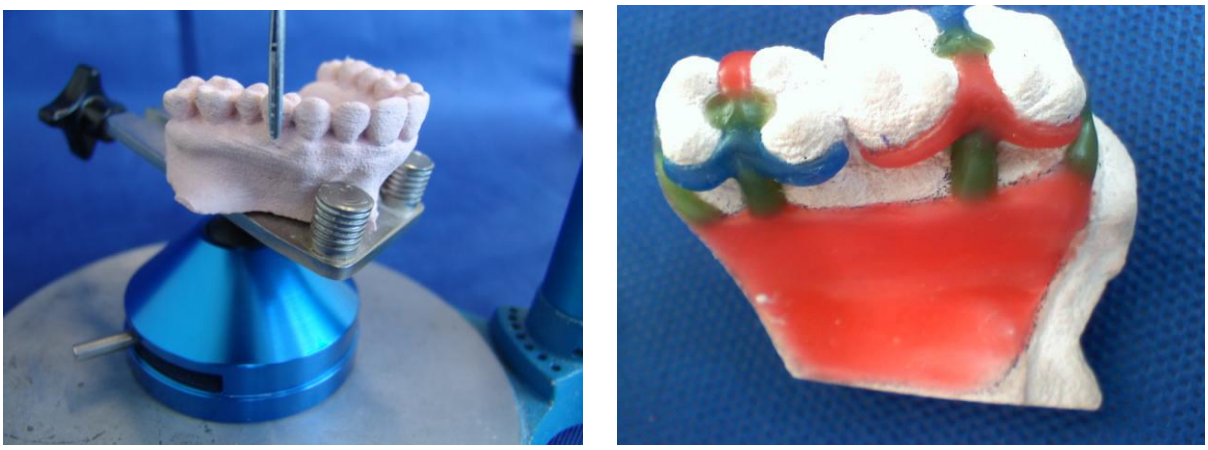

Figura 4.2.8 – Planejamento dos componentes protéticos da armação metálica da prótese obturadora maxilar: A – delineamento do modelo; B – ceroplastia do planejamento protético

O modelo contendo a ceroplastia protética foi digitalizado por meio de um *scanner* de superfície (Modela 3d Plotter MDX-20 - Roland®).

4.2.4 Modelo tridimensional do conjunto maxila e prótese obturadora maxilar

Os dados obtidos pelo escaneamento da ceroplastia protética foram enviados para o programa Rhinoceros® versão 3.0. Estas informações foram sobrepostas ao modelo CAD da maxila previamente gerado, sendo estabelecido como base para a edição do modelo dos componentes metálicos da prótese obturadora maxilar, para os quais estipulou-se a espessura de 1,0 mm (Figura 4.2.9). O corpo polimérico da prótese e sua superfície oclusal foram editados manualmente pelo programa

Rhinoceros® versão 3.0, obtendo-se desta forma a geometria CAD do conjunto representado pelo osso maxilar, dentes, mucosa e prótese obturadora maxilar (Figura 4.2.10).

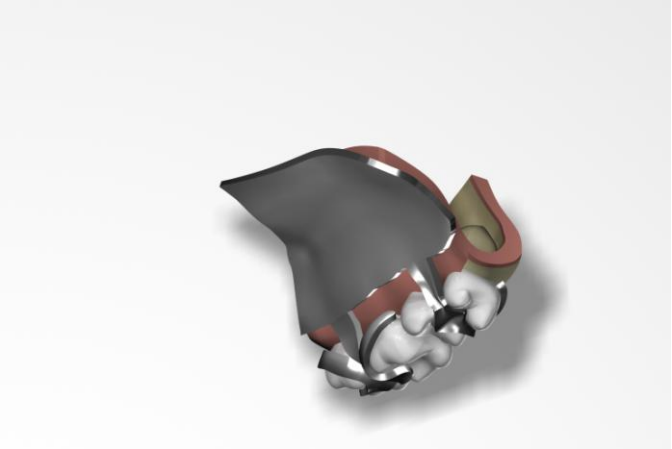

Figura 4.2.9 – Modelo tridimensional da armação metálica da prótese obturadora maxilar

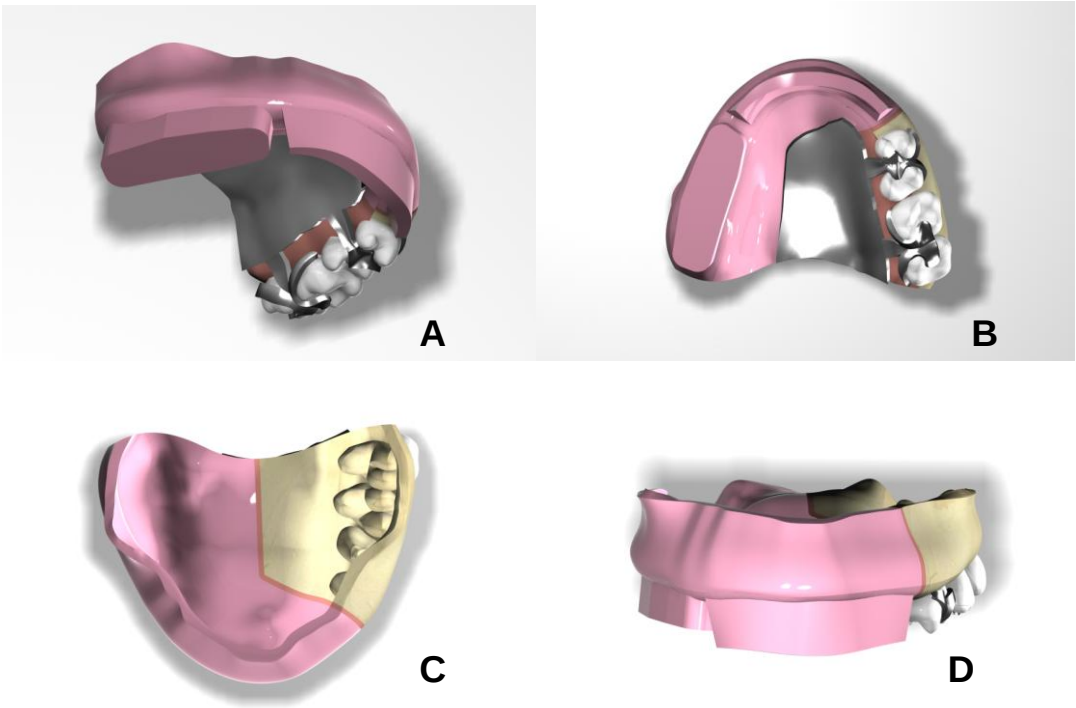

Figura 4.2.10 - Modelo tridimensional representando o osso maxilar, os dentes, a mucosa e a prótese obturadora maxilar: A – em perspectiva; B – vista oclusal; C – vista superior; D – vista frontal

4.2.5 Análise de elementos finitos

O modelo CAD gerado nas etapas anteriores serviu como base para a criação da malha de elementos finitos (Figura 4.2.11). As informações desse modelo foram importadas para o programa FEMAP/NASTRAN® em 3 diferentes formatos de arquivo: Step 214 (*.stp); Acis (*.sat); e Parasolid (*.x_t). Nesse programa executou-se a verificação de possíveis inconsistências da geometria como: ausência de superfícies e de curvas e formação de espaços entre superfícies. Verificou-se também a presença de inconsistências dimensionais, que foram padronizadas em unidades de medida em milímetros.

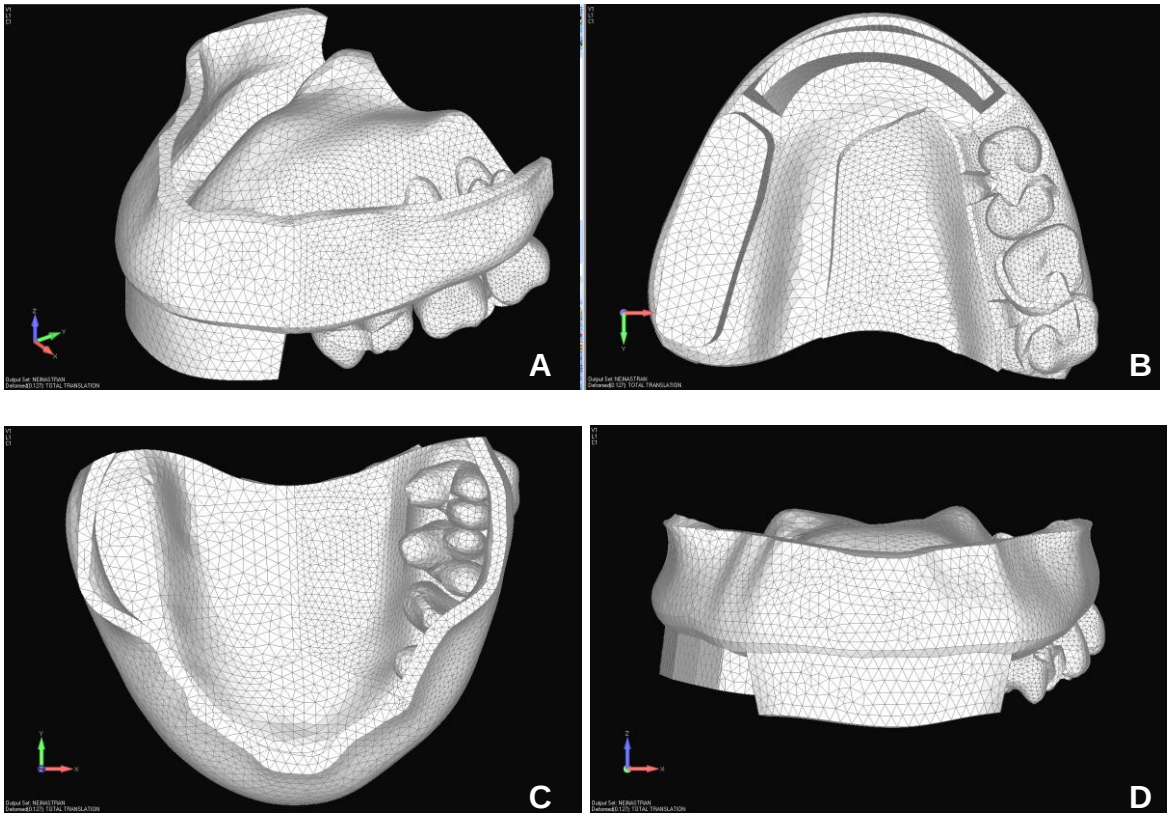

Figura 4.2.11 – Modelo tridimensional de elementos finitos: A – em perspectiva; B – vista oclusal; C – vista superior; D – vista frontal

O tipo de elemento utilizado pelo programa FEMAP/NASTRAN® para a determinação de volumes foi o tetraédrico quadrático. A geração da malha de elementos finitos no programa FEMAP/NASTRAN® foi realizada de forma controlada procurando-se uma melhor homogeneidade geométrica de seus elementos, assim como uma melhor discretização do modelo. Foram utilizados instrumentos desse programa que permitiram o controle dos contornos da malha e o controle da distorção dos elementos.

Para a geração dos contornos da malha, determinou-se a declaração dos contatos entre as superfícies de interesse: superfícies radiculares e ósseas alveolares; superfície fibromucosa do palato duro e óssea do palato duro; superfície fibromucosa do palato duro e placa metálica palatina; superfície das coroas dentais e das pontas ativas de retenção dos grampos da prótese. O tipo de contato estabelecido foi o contato de interação fixa.

Foram estipulados os módulos de elasticidade (módulo de Young) e seus respectivos coeficientes de Poisson para cada estrutura anatômica e material considerado neste estudo conforme revisão da literatura (Figura 4.2.12). Foi estabelecido que todos os elementos fossem tidos como corpos de características físicas isotrópicas ou homogêneas.

Materiais	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso cortical	14,7	0,3	Moroi et al. (1993)
Dentina	13,7	0,31	Sano (1994)
Fibromucosa Palatina	0,68	0,45	Ress, Huggett e Harrison(1990)
Resina Acrilica	2,83	0,45	Peyton e Craig (1963)
Liga de Cromo-Cobalto	149	0,35	Morris (1990)

Figura 4.2.12 - Módulo de Young e Coeficiente de Poisson

Foi aplicada uma pressão correspondente a uma força de 120 N na plataforma oclusal, correspondente aos dos dentes posteriores, e na plataforma incisal, representativa dos dentes anteriores, da prótese obturadora maxilar. O processamento da malha foi realizado considerando-se que o comportamento mecânico do modelo apresentasse um comportamento elástico linear.

Os resultados são apresentados considerando-se uma análise qualitativa, correspondente à escala de tensão máxima principal, e uma análise quantitativa, representada por dados expressos em Mega Pascal (MPa).

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Carregamento posterior

5.1.1 Região Palatina

A dissipação das cargas aplicadas na plataforma oclusal posterior da prótese obturadora demonstrou uma dissipação de tensão de compressão no palato, próximo à linha média da ressecção maxilar, de 3,25 MPa, com uma diminuição gradativa dessa compressão em direção posterior. Foi observado uma dissipação de tensão de tração na região anterior da superfície palatina e rebordo alveolar, quantificada em 3,68 MPa, e também na superfície palatina posterior, com valores de 2,37 e 2,04 MPa (Figura 5.1.1).

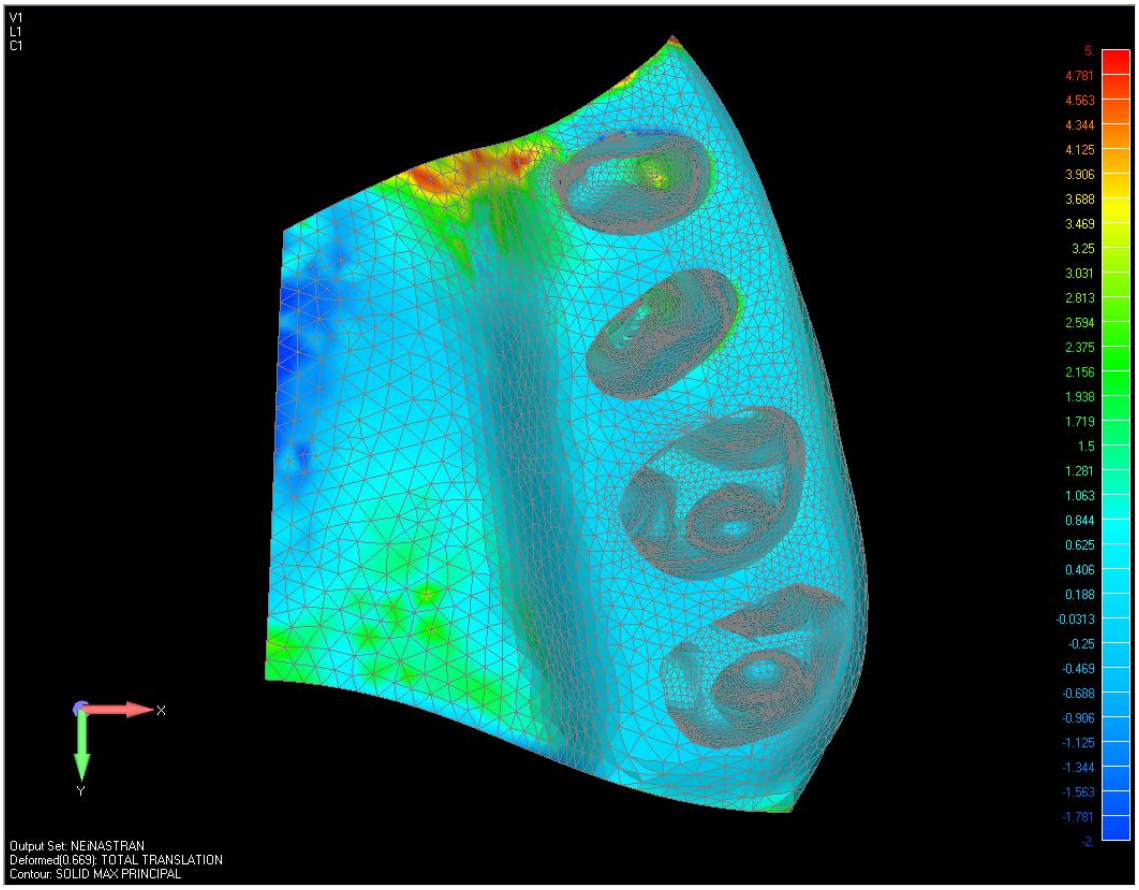

Figura 5.1.1 – Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista oclusal.Tensões de compressão (azul escuro) e tração (verde e vermelho)

5.1.2 Limites da ressecção do osso maxilar

Ocorreu uma dissipação de tensão de compressão de 3,62 MPa em toda a extensão dos limites da ressecção junto à linha média, até a junção desta com a linha de ressecção anterior. Verificou-se uma dissipação de tensão de tração na face transversal da ressecção anterior, chegando a uma intensidade de 6,63 MPa em determinadas áreas (Figura 5.1.2).

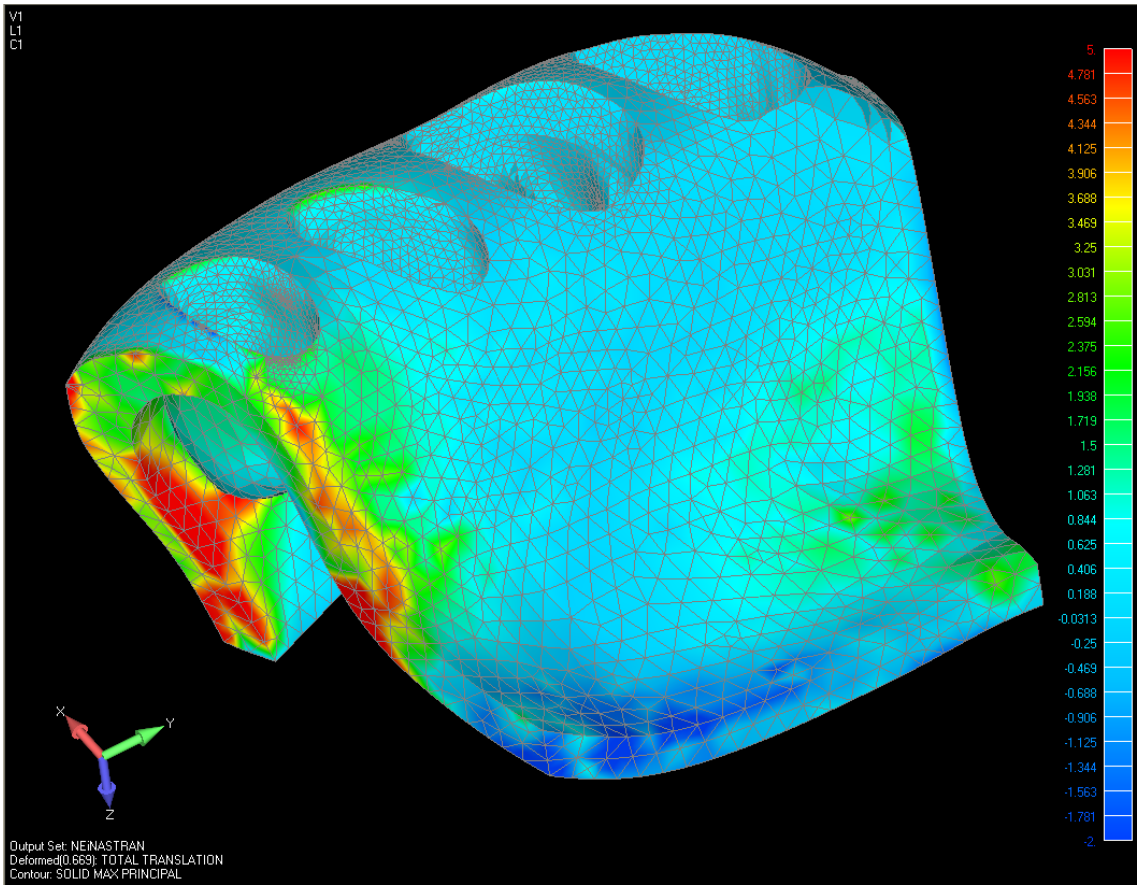

Figura 5.1.2 – Imagem da dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista ântero-posterior. Tensão de compressão (azul escuro) e tensão de tração (verde claro a vermelho).

5.1.3 Osso alveolar

Ocorreu um predomínio da dissipação da tensão de tração, nas regiões apicais dos dentes mais próximos à ressecção. A maior dissipação de tensão de tração ocorreu no dente primeiro pré-molar. Nesta área foi detectada uma grande dissipação da tensão de tração na região apical, em sua face vestibular, alcançando valores de 3,46 MPa. Na face palatina da raiz desse dente foi verificada tensão de tração localizada a uma altura médio-cervical, sendo quantificada em 2,15 MPa. Na face mesial da raiz foi observada uma dissipação da tensão de compressão na

região cervical, apresentando um valor de 1,56 MPa. Na superfície alveolar correspondente à raiz do dente segundo pré-molar, foi detectada uma dissipação da tensão de tração nas regiões apical e cervical da face vestibular, com valores de 1,93 MPa e 2,37 MPa, respectivamente. Nos dentes molares não foram detectadas dissipações de tensão de compressão e tração (Figura 5.1.3).

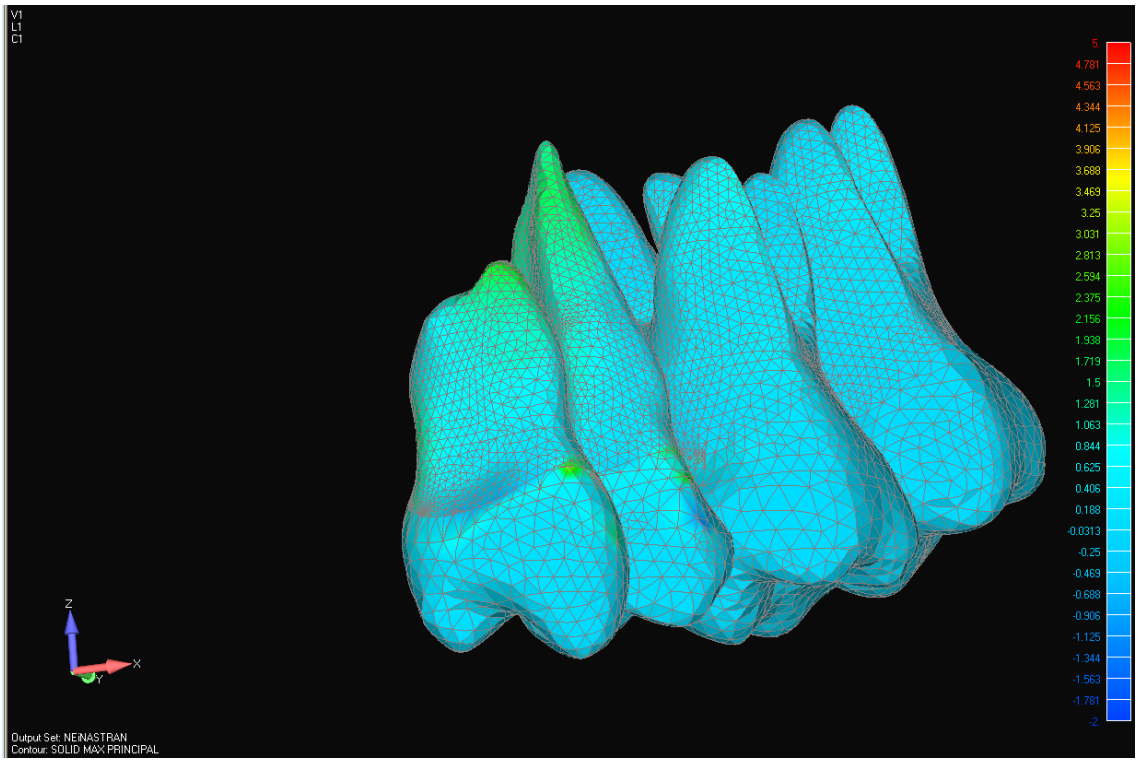

Figura 5.1.3 – Dissipação de tensões no osso alveolar justaposto às raízes dos dentes. Tensão de compressão (azul escuro) e tensão de tração (verde claro a vermelho)

5.2 Carregamento anterior

5.2.1 Região Palatina

A carga aplicada na plataforma incisal anterior da prótese obturadora provocou uma dissipação de tensão tração localizada na região posterior, próximo à linha média da ressecção maxilar, quantificada em 2,27 MPa. Na face palatina do rebordo alveolar, a tensão de tração foi de 2,72 MPa. Não foi detectado dissipação de tensão de compressão nesta região. Foi verificada uma mínima tensão de compressão, com valor de 0,5 MPa, na área da ressecção anterior (Figura 5.2.1).

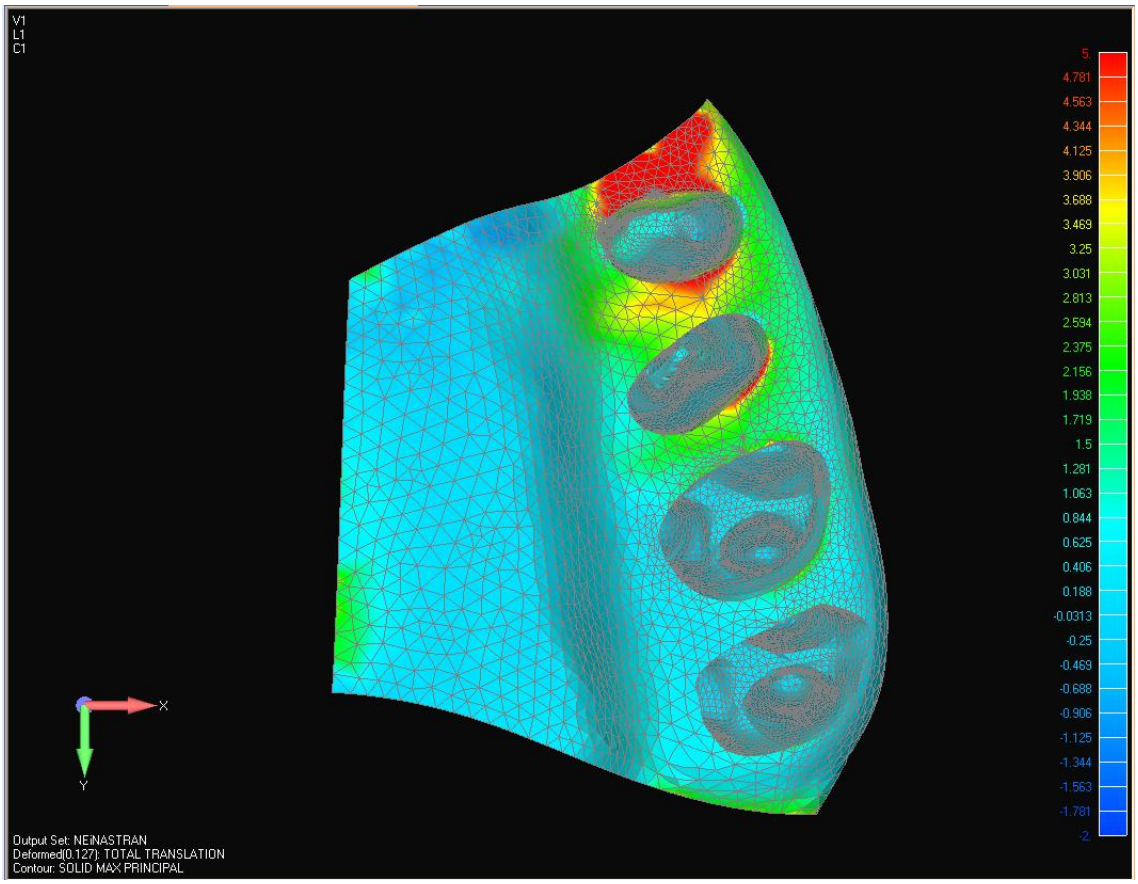

Figura 5.2.1 –Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista oclusal.Tensão de tração (verde claro a vermelho)

5.2.2 Limites da ressecção do osso maxilar

Ocorreu uma grande dissipação de tensão de tração na face transversal da ressecção maxilar, apresentando um valor de 7,27 MPa na região próxima ao dente primeiro pré-molar e localizada junto à parede óssea cortical vestibular. Verificou-se uma diminuta dissipação de tensão de tração na face transversal da ressecção anterior, com valor de 0,5 MPa (Figura 5.2.2).

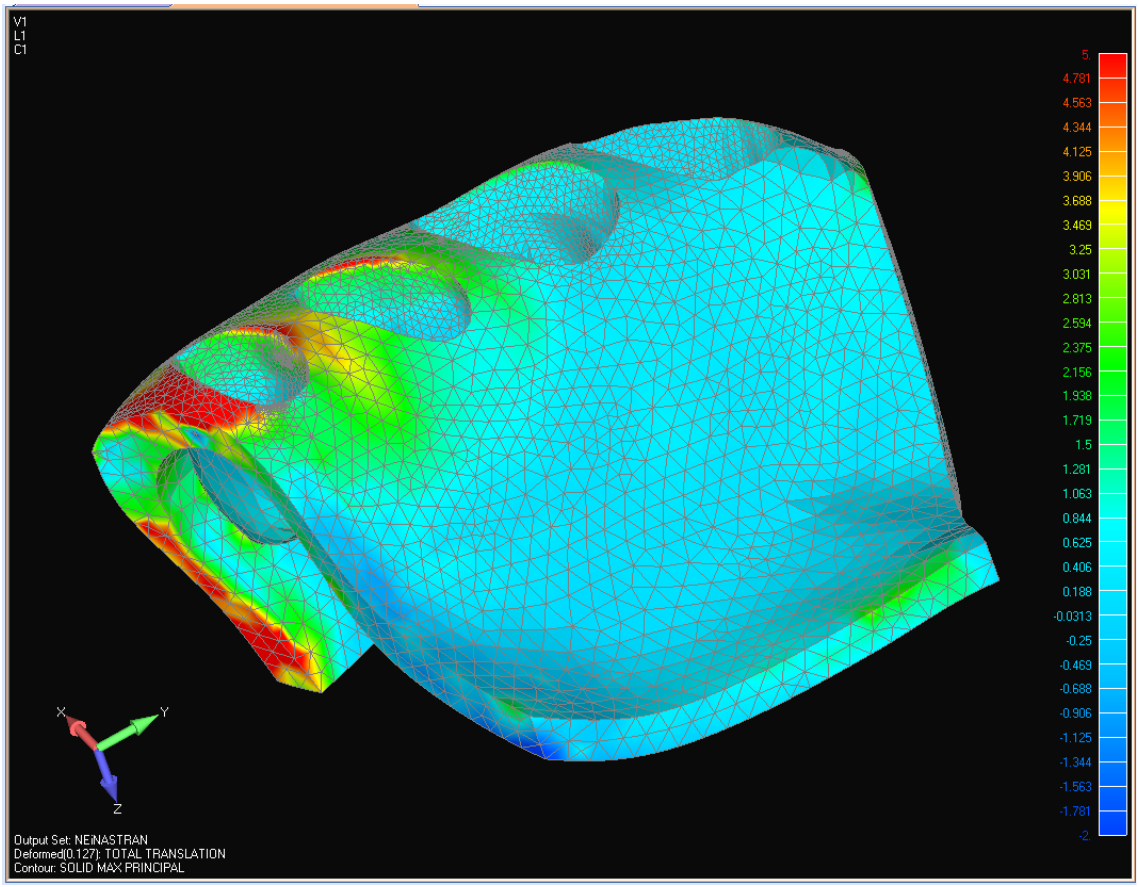

Figura 5.2.2 – Dissipação de tensões sobre o modelo de elementos finitos maxilar - vista ântero-posterior. Tensão de tração (verde claro a vermelho)

5.2.3 Osso alveolar

Ocorreu uma maior dissipação da tensão de tração nas regiões cervicais dos dentes mais próximos à ressecção maxilar anterior, apresentando uma redução gradativa em relação aos dentes posteriores. A maior parte da dissipação das tensões se localizou junto ao dente primeiro pré-molar. Nesta área foi detectada uma grande dissipação da tensão de tração junto à região cervical, em sua face mesial, chegando a 6,30 MPa. Na região correspondente à face palatina da raiz desse dente, foi verificada uma tensão de tração localizada a uma altura médio-cervical, quantificada em 2,15 MPa. Na face mesial ocorreu uma dissipação da tensão de compressão na região cervical, apresentando um valor de 1,56 MPa. Na área do dente segundo pré-molar, foi verificada uma tensão de tração na região cervical da face mesial, atingindo uma intensidade de 4,59 MPa. Na região cervical da face distal deste mesmo dente, observou-se uma intensidade de 4,55 Mpa. O osso alveolar correspondente ao dente primeiro molar, apresentou pontos isolados de tensão de tração na região cervical da face mesial, com uma intensidade de 4,12 MPa. Com relação à área do dente segundo molar, verificou-se uma tensão de tração na região cervical da face mesial, com uma intensidade de 1,36 MPa (Figura 5.2.3).

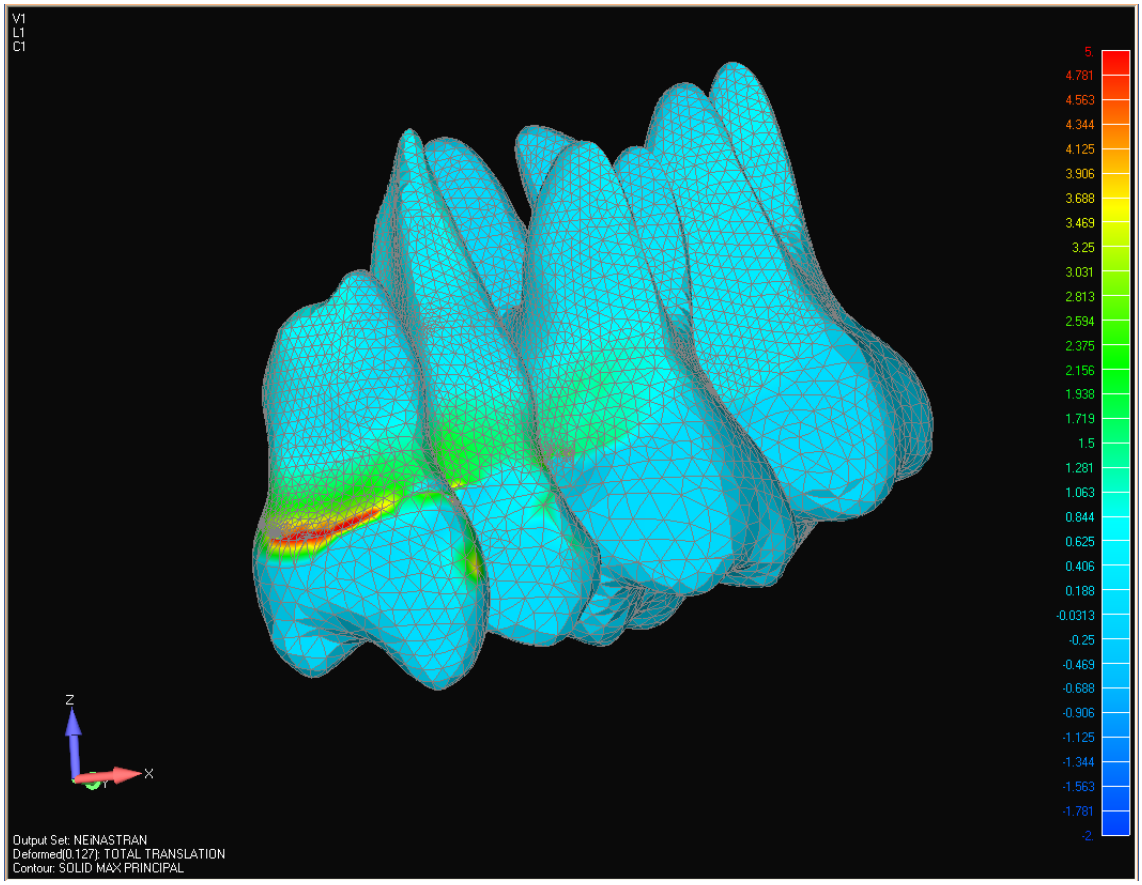

Figura 5.2.3 – Dissipação de tensões no osso alveolar justaposto às raízes dos dentes. Tensão de tração (verde claro a vermelho)

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

O câncer bucal apresenta uma alta incidência na população brasileira, sendo que aproximadamente 90% dos casos correspondem ao CE, cuja etiologia é relacionada a fatores predisponentes como a má higiene bucal, o uso contínuo de fumo, o consumo de bebidas alcoólicas e traumas causadas por próteses mal adaptadas (DEDIVITIS et al., 2004; DURAZZO et al. 2005; OLIVEIRA, RIBEIRO-SILVA e ZUCOLOTO, 2006). O Instituto Nacional do Câncer estima que em 2009 ocorra um aumento no número de casos de câncer bucal, com previsão de 4.510 novos casos no Estado de São Paulo (INCA, 2008).

O tratamento cirúrgico do câncer bucal, associado ou não à radioterapia coadjuvante (AMAR et al., 2004), resulta em graves seqüelas anatômicas e funcionais e acarreta distúrbios funcionais, estéticos, e psicológicos (DESJARDINS, 1977; BIRNBACH e HERMAN, 1987; WEDEL, YONTCHEV e CARLSSON, 1994; ROGERS et al., 2003; ARIGBEDE ET al., 2006; KOYAMA et al., 2006; PARK e KWON, 2006; MATSUYAMA, TSUKIYAMA e TOMIOKA, 2006; ECKARDT et al., 2007). A atuação de cirurgiões dentistas na equipe multiprofissional, responsável pela reabilitação global dos pacientes portadores de seqüelas decorrentes da oncocirurgia, torna-se cada vez mais fundamental e expressiva.

As reparações cirúrgicas exclusivas, realizadas por meio de rotações de retalhos ou utilização de enxertos de tecidos moles ou ósseos, não são totalmente efetivas em casos de perdas extensas, impondo que sejam empregados recursos e técnicas disponíveis na reabilitação protética Buco Maxilo Facial (OKAY et al. 2001). A reabilitação protética consegue reconstituir de forma satisfatória os distúrbios

funcionais presentes na mastigação e deglutição (BIRNBACH e HERMAN,1987; WEDEL, YONTCHEV e CARLSSON, 1994; MATSUYAMA, TSUKIYAMA E TOMIOKA, 2006; PARK e KWON, 2006; ONO ET al., 2007) e na fonação (BIRNBACH e HERMAN,1987; ARIGBEDE et. al 2006; ECKARDT et al., 2007), melhorando a qualidade de vida do paciente (ROGERS et al., 2003).

Verifica-se a importância de um planejamento protético adequado às condições bucais específicas, no sentido de favorecer a qualidade do tratamento reabilitador proporcionado pela prótese obturadora maxilar. A estabilidade e a durabilidade da prótese imediata, temporária ou reabilitadora, tem sido objeto de inúmeros trabalhos (JAVID e DADMANESH, 1976; ARAMANY, 1978; ARAMANY, 1978; FIRTELL e GRISIUS, 1980; SCHWARTZMAN, CAPUTO e BEUMER, 1985; MYERS e MITCHELL, 1989; SCHWARTZMAN CAPUTO e BEUMER, 1990; BLACK, 1992; CLARK, CHOW e TIDEMAN, 1995; PARR e GARDNER, 1995; PUTTEN, 2002; OKI et al., 2006; MIYASHITA et al. 2006).

As grandes perdas maxilares repercutem negativamente na biomecânica de próteses obturadoras maxilares, sendo estas consideradas biomecanicamente mais agressivas quando comparadas às próteses parciais removíveis convencionais. O desenvolvimento de forças de alavanca e linhas de fulcros aumenta drasticamente as forças sobre os tecidos de suporte durante a mastigação (JAVID e DADMANESH, 1976; DESJARDINS, 1978; FIRTELL e GRISIUS, 1980). O efeito do peso intrínseco da prótese obturadora maxilar sobre os tecidos de suporte representa um fator agravante (OKI et al., 2006; SCHWARTZMAN CAPUTO e BEUMER, 1990), o que torna fundamental a adequada avaliação dos tecidos remanescentes para o bom desempenho da prótese e preservação das estruturas anatômicas de suporte (KOYAMA et al. 2006).

Tendo em vista a complexidade do planejamento protético presente nos casos de próteses obturadoras maxilares, diversos autores se propuseram a classificar as grandes perdas maxilares, criando com isto subsídios para as adaptações necessárias frente aos fundamentos do planejamento protético estipulados para a confecção de próteses parciais removíveis (ARAMANY, 1978 parte I; ARAMANY, 1978 parte II; SCHWARTZMAN, CAPUTO e BEUMER, 1985; OKAY et al. 2001; OKI et al.; 2006).

Dentre os planejamentos protéticos de estruturas metálicas de próteses obturadoras propostos por Aramany (1978b) ressalta-se a Classe IV, caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha média do palato e envolve os dentes anteriores de um dos lados da maxila, permanecendo apenas os dentes posteriores do lado ósseo remanescente. Esta situação extrema apresenta condições biomecânicas mais desfavoráveis para os tecidos de suporte, tendo sido este a razão pela qual foi selecionada para a verificação dos efeitos biomecânicos sobre o osso maxilar.

Atualmente a metodologia de elementos finitos vem sendo empregada como importante instrumento de pesquisa na odontologia. Essa metodologia é aplicada para análise biomecânica apresentando como vantagens não ser invasiva, proporcionar a visualização de estruturas sobrepostas, permitir definir as propriedades materiais das estruturas craniofaciais e estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força aplicada e possibilitar a localização de pontos de tensão teoricamente mensuráveis. Adicionalmente, a reprodutibilidade não afeta as propriedades físicas dos materiais envolvidos, e o experimento pode de ser repetido quantas vezes o operador desejar (GAO et al., 2006; UJIGAWA et al., 2007).

O processo utilizado para a elaboração de uma análise de elementos finitos inicia-se pela elaboração de um modelo CAD, o qual serve de base para a elaboração da geometria constituída de elementos finitos. A análise de elementos finitos na área biomédica vem sendo desenvolvida empregando modelos CAD gerados a partir de imagens de TC das estruturas biológicas (GAO et al., 2006; VICECONTI et al., 2007; RAMOS e SIMÕES, 2006; NOMOTO et al., 2006; DAAS et al., 2007; PROVATIDIS et al., 2007; UJIGAWA et al., 2007; LAZ et al., 2007; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008).

A TC produz imagens de alta complexidade em função da própria morfologia das estruturas biológicas. Essa complexidade deve se adequar à capacidade dos sistemas de computação existentes na atualidade e que foram desenvolvidos para aplicação na área da engenharia. Em função disto, a metodologia de elementos finitos baseados em imagens de TC pressupõe o ajuste prévio do modelo inicial, de modo a estabilizar o modelo CAD a ser posteriormente exportado para a elaboração da geometria de elementos finitos (LOTTI et al., 2006; GAO et al., 2006; UJIGAWA et al., 2007; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008).

Na elaboração do modelo CAD para a geração da malha tridimensional de elementos finitos, protocolou-se procedimentos que possibilitaram um melhor controle desse modelo, como sua divisão em porções menores baseando-se em determinadas referências anatômicas. Esses procedimentos tornaram possível a geração de uma malha de elementos finitos que apresentava menores distorções. Essa sistemática foi desenvolvida pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, proporcionando o desenvolvimento de modelos denominados BioCAD (CTI).

A metodologia empregada neste estudo estabeleceu que fossem realizadas algumas simplificações no modelo CAD da maxila. Não foi considerado o ligamento

periodontal em função de suas diminutas proporções frente à dimensão global do modelo. Estudos relatados na literatura apontam uma participação desprezível do ligamento periodontal sobre os resultados observados. (RUBIN, KRISHNAMURTHY e CAPILOUTO, 1982; REINA et al., 2007; LOTTI et al., 2006; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008). Outra simplificação realizada diz respeito aos dentes, que foram trabalhados como um todo, não importando as diferenças entre polpa, dentina, cemento e esmalte (RUBIN, KRISHNAMURTHY e CAPILOUTO, 1982; LOTTI et al., 2006). Não foi considerado o osso trabecular neste estudo, uma vez que a diferenciação entre o osso cortical e osso trabecular não causa grandes alterações nos resultados em análise de elementos finitos (LOTTI et al., 2006; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008).

O grau de complexidade da análise de elementos finitos é determinado pelo número de elementos, tipo de elementos, comportamento físico e comportamento mecânico considerados. A geometria de elementos finitos gerada neste estudo alcançou 166.046 elementos e 281.928 nós. Estes valores demonstram uma alta complexidade quando comparado ao de outras pesquisas (MOROI et al., 1993; GAO et al., 2006; YANG e XIANG, 2006; SAAB XAVIER et al., 2007; SANDU, 2007; UJIGAWA et al., 2007; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008; BARBOSA e SOARES, 2008).

A geometria deste trabalho utilizou os elementos tetraédricos quadráticos preconizados para a geração de modelos biológicos em análise de elementos finitos. Este tipo de elemento possibilita uma geometria mais complexa e resultados mais precisos (ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008; RAMOS e SIMÕES, 2006; GAO et al., 2006).

Embora Saab et al. (2007) e Taddei et al (2007) considerarem que a utilização de propriedades anisotrópicas em materiais de modelos biológicos alcançarem resultados mais reais, a maior parte dos trabalhos envolvendo análise de elementos finitos em odontologia considera os tecidos como materiais de propriedades isotrópicas (RUBIN, KRISHNAMURTHY e CAPILOUTO, 1982; RESS, HUGGETT e HARRISON, 1990; MOROI et al., 1993; ALVARENGA, 2001; POPPE, BOURAUEL e KOCA, 2002; ESKITASCIOGLU e USUMEZ ,2005; GAO et al., 2006; KOJIMA e FUKUI, 2006; NOMOTO et al., 2006; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008). A utilização de materiais com propriedades anisotrópicas demanda um custo computacional muito elevado e se restringe a análises que apresentam uma geometria mais simples na verificação de aspectos específicos como no trabalho de Najafi em 2007. Neste estudo considerou-se o comportamento isotrópico na caracterízação física dos materiais avaliados.

Segundo Lotti et al. (2006), a utilização de propriedades viscoplasticas e viscoelasticas é mais indicada para os tecidos biológicos em estudos com elementos finitos. Porém, a exatidão *in vivo* dessas propriedades não está muito bem elucidada. Por esse motivo, a grande maioria das análises considera os materiais com propriedades elásticas lineares, onde as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas (MOROI et al., 1993; GAO et al., 2006; YANG e XIANG, 2006; SAAB XAVIER et al., 2007; SANDU, 2007; UJIGAWA et al., 2007; ZHAO, HERMAN e PATEL, 2008; BARBOSA e SOARES, 2008), tendo sido esta a opção considerada neste estudo.

A intensidade da pressão sobe o modelo da prótese correspondeu a uma força equivalente a 120 N. Este valor foi estabelecido por Wedel, Yontchev e Carlsson (1994) em um estudo que avaliou a força oclusal desenvolvida por

pacientes parcialmente dentados e que apresentavam perdas maxilares. Matsuyama, Tsukiyama, Tomioka (2006), Ono et al. (2007) também verificam uma redução significativa na força máxima de oclusão em pacientes usuários de próteses obturadoras maxilares. Ao se comparar este valor com aqueles apresentados por pacientes dentados ou portadores de implantes sem perda maxilar observa-se que são nitidamente menores (UJIGAWA et al., 2007; KOCA, ESKITASCIOGLU e USUMEZ, 2005).

Este experimento possibilitou a observação do comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar nas condições de carga aplicada na mesa oclusal posterior e mesa incisal anterior correspondente à prótese obturadora maxilar. Ocorreu uma tendência de deslocamento vertical no sentido da desinserção da prótese obturadora maxilar em ambas as condições. Esse fato demonstra a necessidade da utilização do maior número possível de retentores diretos e indiretos e justifica os trabalhos sobre a utilização de diferentes formas de planejamento protético descritos na literatura (JAVID e DADMANESH, 1976; ARAMANY, 1978ª; ARAMANY, 1978B; DESJARDINS, 1978, FIRTELL e GRISIUS; 1980; SCHWARTZMAN, CAPUTO e BEUMER, 1985; MYERS e MITCHELL, 1989; SCHWARTZMAN, CAPUTO e BEUMER, 1990; BLACK, 1992; PARR e GARDNER, 1995; PUTTEN, 2002; KOYAMA et al., 2006.

Na condição de carga posterior o deslocamento da prótese obturadora maxilar tende a um movimento de rotação cujo eixo se localiza na proximidade da ressecção na linha média da maxila. Nesta situação verifica-se uma tensão de compressão na superfície do palato, com dissipação em direção ao rebordo alveolar onde se localizam os dentes pré-molares e na própria borda da ressecção maxilar,

com um valor superior a 3,62 MPa. Segundo Li et al. (2006), que avaliaram o comportamento ósseo frente à tensão de compressão, esse resultado se aproxima aos valores de estabilidade óssea, não ocorrendo aumento nem diminuição da densidade óssea. Adicionalmente, por apresentar uma tensão de compressão, a desadaptação da porção obturadora da prótese nesta região é menos provável, o que corrobora os resultados de Oki et al. (2006) que verificaram uma melhor adaptação da parede medial dos obturadores maxilares.

A localização das tensões de compressão sobre a superfície do palato (Fig 5.1.1) pode estar relacionada à localização dos retentores protéticos sobre os dentes. Myers e Mitchell (1989) verificaram, em estudo realizado com modelo fotoelástico, que retentores localizados na face vestibular dos dentes provocam dissipação de tensão nas proximidades da ressecção e na porção central do palato remanescente, o que confirma os resultados deste estudo em que se empregam retentores vestibulares nos dentes pré-molares. A menor dissipação de tensão de compressão no sentido mais posterior do palato, segundo as observações desses mesmos autores, estão relacionados à localização lingual dos retentores da prótese. Este fato confirma os resultados deste estudo em que se utilizam retentores protéticos linguais nos dentes molares.

A dissipação da tensão de tração sobre o osso alveolar em contato direto com as raízes dos dentes apresentou uma alta concentração restrita às áreas do primeiro e do segundo pré-molar. Esta tensão de tração manifestou-se prioritariamente nas regiões apicais e com menor intensidade nas regiões cervicais, quantificadas respectivamente em 3,46 MPa e 2,15 MPa (Fig. 5.1.3). Não foi observada dissipação de tensões nos dentes molares. Schwartzman, Caputo e Beumer (1985) verificaram,

em estudo com modelos fotoelásticos, que a concentração das tensões se localizava nas regiões apicais dos dentes pré-molares, independente da localização vestibular ou palatina dos retentores, o que concorda com os resultados deste trabalho. Firtell e Grisius (1980) verificaram que os grampos de retenção localizados na face palatina apresentam uma maior capacidade de retenção frente a um deslocamento totalmente vertical, o que teoricamente induziria a uma dissipação de tensão de tração nos dentes molares. Entretanto não consideraram o deslocamento resultante de apoios e retentores baseados na anatomia e planejamento protético clínico, como foi feito neste estudo, em que não se observou dissipação de tensões nos dentes molares.

Segundo Poppe, Bourauel e Jäger (2002) e Kojima e Fukui (2006) forças de aproximadamente 1 MPa provocam deformação sobre o ligamento periodonal, o que poderia induzir a uma movimentação ortodôntica, e forças maiores que 5 MPa provocam um deslocamento dental e conseqüente desencadeamento do processo de absorção óssea. Sendo assim, os valores observados na região dos dentes pré-molares apresentam uma tendência para uma movimentação ortodôntica no sentido do deslocamento da prótese.

Observou-se uma tendência de desinserção da prótese ao se aplicar a carga de 120 N na plataforma incisal anterior da prótese obturadora maxilar, manifestando-se um movimento de rotação com eixo localizado na proximidade da linha de ressecção anterior da maxila.

Neste carregamento, não foi observada uma tensão de compressão importante na superfície do palato e na borda da ressecção maxilar, indicando que a prótese não exerceu nenhuma dissipação de tensão de compressão sobre o osso

maxilar. A tensão de tração localizada na região posterior da linha média correspondente à ressecção maxilar pode ser clinicamente interpretada como uma tendência para desadaptação da prótese em relação à borda da ressecção maxilar. A grande dissipação de tensão de tração na superfície óssea junto à linha de ressecção anterior (7,27 MPa), causaria um aumento da densidade óssea dessa região (LI et al., 2006).

Segundo Li et al. (2006) tensões de 4 a 8 MPa promovem uma aposição óssea, o que indica que as regiões osseas alveolares em contato direto com as raízes dos dentes apresentariam uma tendência para uma neoformação óssea. Embora maior, o valor de 7,27 MPa, observado para a região do dente primeiro pré-molar, não atinge o limite de 9 MPa que segundos estes autores provocaria uma grande reabsorção óssea.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

A metodologia empregada para avaliação do comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany estabeleceu que:

- O carregamento posterior provoca tensão de tração e tensão de compressão, independentemente da região óssea avaliada.
- O carregamento anterior gera tensão de tração em todas as regiões ósseas consideradas.
- O carregamento posterior induz a uma maior tensão de tração em todas as regiões ósseas observadas e a uma maior tensão de compressão na região anterior do palato.
- O carregamento anterior acarreta maior tensão de tração do que tensão de compressão, independentemente da região óssea avaliada.
- Ocorre uma tendência de rotação da prótese obturadora maxilar em direção à área de ressecção cirúrgica, tanto para o carregamento posterior, como na condição de carregamento anterior.
- O nível das tensões de tração e de compressão observado neste estudo indica que o comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany encontra-se dentro dos limites fisiológicos do tecido ósseo maxilar.

REFERÊNCIAS

Ali Amar A, Curioni AO, Franzi AS, Sobrinho JA, Rapoport A. Tratamento do carcinoma epidermóide do palato mole. Rev. Bras. Otorrinolaringol. 2004; 70(6): 761-4.

Alvarenga, RFS. Estudo comparativo das tensões geradas por meio do método dos elementos finitos numa prótese parcial removível superior de extremidade livre utilizando-se de grampos circunferenciais ou do swing-lock [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo; 2001

Aramany, MA. Basic principles of obturador design for partially edentulous patient. Part I: classification. J. Prosthet. Dent. 1978;40(5): 554-557.

Aramany, MA. Basic principles of obturador design for partially edentulous patient. Part II: design principles. J. Prosthet. Dent. 1978;40(5):656-662.

Arigbede AO, Dosumu OO, Shaba P, Esan TA. Evaluation of Speech in Patients with Partial Surgically Acquired Defects: Pre and Post Prosthetic Obturation. J Contemp Dent Practice 2006;7(1):1-9.

Barbosa GF, Soares RBG. Cilindro protético calcinável gera maiores tensões no parafuso protético? Uma análise pelo método de elementos finitos. Ver. Impl. News 2008; 5(5):497-51

Birnbach S, Hermann GL. Coordinated intraoral and extraoral prostheses in rehabiliation of orofacial cancer patients. J Prosthet Dent. 1987;58(3):343-348.

Black WB. Surgical obturator using a gated prostheses. J Prosthet Dent. 1992;62(2):339-342.

Clark RKF, Chow TW, Tideman H. Prosthodontic aspects of a new method or functional reconstruction following maxillectomy. J Prosthet Dent 1995;73(6):559-62.

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibularimplant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys 2008;30(2):218-25.

Dedivitis RA; França CM; Mafra ACB; Guimarães FT[I]; Guimarães AV. Características clínico-epidemiológicas no carcinoma espinocelular de boca e orofaringe. Rev. Bras. Otorrinolaringol 2004;70(1): 35-40

Desjardins RP. Early rehabilitative management of maxillectomy patients. J Prosthet Dent. 1977;38(3):311-318.

Desjardins RP. Obturator prostheses design for acquired maxillary defects. J Prosthet Dent 1978;39(4):424-35.

Durazzo MD, Araujo CEN, Brandão Neto JS, Potenza AS, Costa P, Takeda F, Bianchi C, Tavares MR, Britto e Silva Filho G, Ferraz AR. Clinical and epidemiological features of oral cancer in a medical school teaching Hospital from 1994 to 2002: increasing incidence in women, predominance of advanced local disease, and low incidence of neck metastases. CLINICS 2005;60(4):293-8.

Eckardt A, Teltzrow T, Schulze A, Hoppe M, Kuettner C. Nasalance in patients with maxillary defects – Reconstruction versus obturation. J Craniomaxillofac Surg 2007;35 (4):241-5

Firtell DN, Grisius RJ. Retention of obturator-removable partial dentures: A comparasion of buccal and lingual retention. J Prosthet Dent. 1980; 43(2): 212-7.

Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. Comput Meth Programs Biomed 2006;82:97–105.

Gervaso F, Pennati G, Boschetti F. Effect of geometrical imperfections in confined compression tests on parametere valuation of hydrated soft tissues. J Biomech 2007;40(13):3041-4.

Hong J, Yun Y, Chung H, Myoung H, Suh D, Seo M, Lee H, Choung H. Long-term follow up on recurrence of 305 ameloblastoma cases. Int.J Oral Maxillofac Surg 2007;36:283–288.

Hung JP, Chen JH, Chiang HL, Wu JSS. Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model. Comput. Meth. Programs Biomed. 2004;73:103-113.

Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2007. Disponível em: URL: http://www.inca.gov.br [2008 jul. 2].

Javid NS, Dadmanesh J. Obturator design for hemimaxillectomy patients. J Prosthet Dent. 1976;36(1):77-81.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A.Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent 2005;93(1):38-44.

Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130(4):452-459.

Koyama S, Sasaki K, Inai T, Watanabe M. Effects of defect configuration, size, and remaining teeth on Masticatory function in post-maxillectomy patients. J Oral Rehabilitation 2005;32:635–641.

Laz PJ, Stowe JQ, Baldwin MA, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. J of Biomech. 2007;14:1-6.

Li j, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dental materials 2006;1025:1-6.

Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2006;11(2):35-43.

Matsuyama M,Tsukiyama Y, Tomioka M. Clinical Assessment of Chewing Function of Obturator Prosthesis Wearers by Objective Measure of Masticatory Performance and Maximum Occlusal Force. Int J Prosthodont 2006;19(3):253-7.

Miyasita ER; Oliveira RE; MArafon PG; Saboia ACL; Mattos BSC. Avaliação comparativa de sistemas de retenção em próteses oburadoras maxilares. RPG 2006: 13; 272.

Myers RE, Mitchell DL. A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. J Prosthet Dent. 1989;61(5):590-4.

Morris HF, Properties of cobalt-chroium metal ceramic alloys after heat treatment. J. Prosthet. Dent. 1990;63(4): 426-33.

Moroi HM, Okimoto K, Moroi R, Terada Y. Numeric Approach to the Biomechanical Analysis of Thermal Effects in Coated Implants. Int J Prosthodont 1993;6:564-72.

Najafi AR, Arshi AR, Eslami MR, Fariborz S, Moeinzadeh MH. Micromechanics fracture in osteonal cortical bone: a study of the interactions between microcrack propagation, microstructure and the material properties. J Biomech 2007;40(12):2788-95.

Nomoto S, Matsunaga S, Ide Y, Abe S, Takahashi T, Saito F, Sato T. Stress Distribution in Maxilary Alveolar Ridge According to Finite Element Analysis Using Micro-CT. Bull Tokyo Dent Coll 2006; 47(4):149-156.

Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: A classification system of defects. J Prosthet Dent 2001;86(4):352-63.

Oki M,Iida T, Mukohyama H, Tomizuka K, Takato T, Taniguchi H. The vibratory characteristics of obturators with different bulb height and form designs. J Oral Rehabilitation 2006;33:43–51.

Ono T, Kohda H, Hori K, Nokubi T. Masticatory Performance in Postmaxillectomy Patients with Edentulous Maxillae Fitted with Obturator Prostheses. Int J Prosthodont 2007;20(2):145-50.

Oliveira LR, Ribeiro-Silva A, Zucoloto S. Perfil da incidência e da sobrevida de pacientes com carcinoma epidermóide oral em uma população brasileira. J Bras Patol Med Lab 2006;42(5):385-92.

Park KT, Kwon HB. The evaluation of the use of a delayed surgical obturator in dentate Maxillectomy patients by considering days elapsed prior to commencement of postoperative oral feeding. J Prosthet Dent 2006:96(6):449-53.

Parr GR, Gardner K. Swing-lock design considerations for obturator frameworks J Prosthet Dent. 1995;74(5):503-511.

Peyton FA, Crang RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. J. Prosthet Dent 1963;13(4): 745-53.

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. J Orofac Orthop. 2002;16:358-370.

Provatidis C,Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. Med Eng Phys. 2007; 29:566-579.

Putten MC. The use of biomechanical orthodontic treatment concepts for removable appliances in maxillofacial prosthodontics. J Prosthodont. 2002;11(1):4-10.

Ramos A, Simoes JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur. Med Eng Phys 2006;28:916–924.

Reina JM, Garcia-Aznar JM, Dominguez J, Doblare M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. J Biomech 2007;40:828–836.

Ress JS, Huggett R, Harrison A. Finite element Analysis of the Stress-Concentrating Effect of Fraenal Notches in Complete Dentures. Int J Prosthodont 1990;3(3):238-40.

Rogério A. Dedivitis RA, França CM, Mafra ACB, Guimarães FT, Guimarães AV. Características clínico-epidemiológicas no carcinoma espinocelular de boca e orofaringe. Rev. Bras. Otorrinolaringol 2004;70(1):35-40.

Rogers SN, Lowe D, McNally D, Brown JS,Vaughan ED. Health-Related Quality of Life After Maxillectomy: A Comparison Between Prosthetic Obturation and Free Flap. J Oral Maxillofac Surg 2003;61:174-181.

Rohrle O, Pullan AJ. Three-dimensional finite element modeling of muscle forces during mastication. J Biomech 2007;40(15):3363-72.

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E. Stress Analysis of Humam Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model. J Dent Res 1982;62(2):82-86.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. J Prosthet Dent 2007;97(2):85-92.

Sandu L,Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. J Prosthet Dent. 2007;97:39-44.

Sano H, Ciucchi B, Mathews WG, Pashley DH. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. J Dent Res 1994;73(6):1205-11.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Gravity-induced stresses by an obturator prostheses. J Prosthet Dent. 1990;64(4):466-468.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Occlusal force transfer by removable appliance in maxillofacial prosthodontics. J Prosthet Dent. 1985;54(3):397-403.

Taddei F, Schileo E, Helgason B, Cristofolini L, Viceconti M. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. Med Eng Phys 2007;29:973–979.

Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. Int.J Oral Maxillofac Surg 2007;36:620–625.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Clapworthy G, Imboden S. The multimod application framework: A rapid application development tool for computer aided medicine. Comput Meth Programs Biomed. 2007;85:138-151.

Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE, Ow R. Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. J Prosthet Dent 1994;72(3):303-308.

Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J of Biomech 2007;14:1-6.

Zhao L, Herman E, Patel PK. The Structural Implications of a Unilateral Facial Skeletal Cleft: A Three-Dimensional Finite Element Model Approach. Cleft Palate Craniofac J 2008;45(2):121-30.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

As informações abaixo são para esclarecer e pedir a sua participação voluntária neste estudo, de natureza meramente investigatória denominado " **AVALIAÇÃO DAS TENSÕES ÓSSEAS GERADAS POR PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR CLASSE IV DE ARAMANY POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS.**"

Para o desenvolvimento desta pesquisa é necessária a realização de uma tomografia computadorizada (imagem radiológica) da face. O objetivo é obter um modelo virtual que será utilizado para analisar o efeito de Próteses Parciais Removíveis obturadoras empregadas em pacientes com diferentes perdas de estrutura da maxila.

Estou ciente de que com minha participação serei submetido a uma tomografia computadorizada da face, onde as imagens obtidas não serão utilizadas com fins de diagnóstico e/ou tratamento. Estou ciente das radiações da tomografia computadorizada são de caráter acumulativo, e constituem-se um risco. Estou informado que os aparelhos de tomografia utilizados nesta pesquisa são de ultima geração reduzindo significativamente o tempo de exposição à radiação e diminuindo os eventuais danos aos tecidos vivos. O aparelho de tomografia é fechado, não sendo apropriado casos o voluntário apresente claustrofobia (medo de estar em lugares fechados).

O deslocamento até os locais da realização do exame será de minha inteira responsabilidade ficando entendido que o tempo gasto para o exame é de aproximadamente duas horas.

O material obtido e os dados originados a partir das documentações realizadas serão arquivados com o sigilo necessário e utilizados exclusivamente nesta pesquisa pelos pesquisadores envolvidos. Reserva-se a liberdade do voluntário se retirar do projeto a qualquer momento, não implicando em nenhum tipo de penalidade.

Embora não haja benefício direto para o voluntário os resultados desta pesquisa contribuirão para melhoria da técnica de confecção das próteses obturadoras maxilares e conseqüentemente do tratamento de pessoas acometidas por lesões maxilares.

Após ler estas informações e de ter minhas duvidas suficientemente esclarecidas pelo pesquisador, concordo em participar de forma voluntária neste estudo.

Voluntário:_____ RG:_____

Pesquisador: Elcio Ricardo Miyashita

Orientadora: Beatriz Silva Câmara Mattos

Telefone para contato: 30917878

São Paulo,_____

Ciente:_____

(responsável)

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 183/2007

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa "**AVALIAÇÃO DA BIOMECÂNICA DE PRÓTESES OBTURADORAS MAXILARES POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**", de responsabilidade da pesquisadora ÉLCIO RICARDO MIYASHITA, sob orientação do Prof. Dr. BEATRIZ SILVA CÂMARA MATTOS.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 10 de abril de 2008

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

Av. Prof.Lineu Prestes, 2227 – Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira" CEP 05508-000
São Paulo – SP - Diretoria Telefax: (011)3091-0062/3091-7817/3091-7860 - Compras (011) 3091-7825

Impresso no S.D.O.

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo